



Mashhad University of
Medical Sciences
Vice Chancellor for
Research and Technology
623



فیزیک پزشکی کاربردی

راهنمای کارای پرسنل بیمارستان

دکتر سید محمد هاشمی، مریم حلقی، مهدیه ابراهیمی
محمد رضا نظریان، نرگس معموری
محمد رستمی فیض آبادی، امیر مسعود اسدی

مترجمین:

مترجمین:

دکتر سید محمد هاشمی

استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

مریم حلقی

دانشجوی دکتری تخصصی فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

مهدیه ابراهیمی

دانشجوی کارشناسی ارشد فناوری تصویربرداری پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

محمد رضا نظریان

دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز

نرگس معموری

دانشجوی کارشناسی ارشد فناوری تصویربرداری پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

محمد رستمی فیض آبادی

دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

امیر مسعود اسدی

دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

ویراستار:

عرفان حسن پور خلصی

دانشجوی دکتری تخصصی فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز

Practical Medical Physics

فیزیک پزشکی کاربردی

A guide to the work of hospital clinical scientists راهنمای کارای پرسنل بیمارستان

کتاب (فیزیک پزشکی کاربردی) منبعی جامع در زمینه حفاظت در برابر اشعه و ایمنی در محیطهای پزشکی است. این کتاب به بررسی مقررات و دستورالعملهای مرتبط با استفاده از اشعههای یونیزان و غیر یونیزان در محیطهای کلینیکی، مانند پرتودرمانی، تصویربرداری پزشکی، فوטרپنی و... میپردازد. همچنین به استانداردهای بینالمللی ایمنی اشعه مانند IAEA و ICRP، طراحی و حفاظت تاسیسات پرتودرمانی، و مدیریت ریسکهای ناشی از پرتوها اشاره دارد. مباحثی مانند دزیمتری، اثرات بیولوژیکی اشعه، و مدیریت حوادث غیرمنتظره پرتویی نیز پوشش داده شده است.

همه کارشناسان و متخصصان بالینی که در حوزه فیزیک پزشکی فعالیت دارند نیازمند ارتباط کاری نزدیک با دیگر کارکنان حوزه سلامت هستند تا از ایمنی، تشخیصهای موثر و اهمیت درمان اطمینان حاصل نمایند. مهارتهای حرفهای کلی مورد انتظار از دانشمندان حوزه بالینی در این کتاب معرفی می شوند. این مهارتها شامل مهارتهای بالینی کلیدی، توانایی پیشبرد پژوهش و ارزیابی منتقدانه خدمات بالینی، توسعه برنامههای تضمین کیفیت (Quality Assurance) توسعه حرفهای گری و رهبری (مدیریت) می باشد.

هدف این کتاب ایجاد ارتباط در خصوص کسستگی و اختلاف بین تئوری فیزیک پزشکی توصیف شده در کتب دانشگاهی و تجربه عینی کاربرد فیزیک پزشکی توسط کارکنان حوزه بالین در بیمارستان ها است. ما توصیف می کنیم که فیزیک پزشکی چگونه در بیمارستان ها با مهارت های کاربردی و دانشی که کارکنان بالینی در کار روزانه خود می آورند، به کار برده می شود.

Translated by

Dr. Seyed Mohammad Hashemi

Assistant Professor, Department of Medical Physics, Mashhad university of Medical science

Maryam Helfi

PhD Student in Medical Physics, Mashhad University of medical science

Mahdiyeh Ebrahimi

MSc Student in Medical Imaging, Mashhad University of medical science

Mohammad Reza Nazarian

MSc Student in Medical Physics, Ahvaz Jondishapur University of Medical Sciences

Narges Mamouri

MSc Student in Medical Imaging, Mashhad University of medical science

Mohammad Rostami Feizabadi

MSc Student in Medical Physics, Mashhad University of medical science

Amir Masoud Asadi

MSc Student in Medical Physics, Mashhad University of medical science

Edited by

Erfan Hasanpour Khalesi

PhD Student in Medical Physics, Shiraz University of medical science

9786003693029



انتشارات دانشگاه
علوم پزشکی مشهد

Go to Seti



بناحرا



عنوان و نام پدیدآور	فیزیک پزشکی کاربردی / مولفین [صحیح: ویراستاران] دبى پیت، اما چانگ؛ مترجمین سیدمحمد هاشمی... او دیگران؛ ویراستار عرفان حسن پور خالصی.
مشخصات نشر	مشهد: دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، انتشارات، ۱۴۰۴.
مشخصات ظاهری	۳۸۲ ص: مصور (بخشی رنگی)، جدول، نمودار.
فروست	انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد: ۶۲۳
شابک	۹۷۸-۶۰۰-۳۶۹-۳۰۲-۹
وضعیت فهرست نویسی	فیبا
یادداشت	عنوان اصلی: Practical medical physics: a guide to the work of hospital clinical scientists, 2021.
یادداشت	مترجمین سیدمحمد هاشمی، مریم حلفی، مهدیه ابراهیمی، محمدرضا نظریان، نرگس معموری، محمد رستمی فیض آبادی، امیرمسعود اسدی.
یادداشت	کتابنامه.
موضوع	فیزیک پزشکی -- کتاب‌های درسی Medical physics -- Textbooks
شناسه افزوده	پیت، دبى ج، ویراستار
شناسه افزوده	Peet, D. J.(Debbie J.)
شناسه افزوده	چانگ، اما، ویراستار
شناسه افزوده	Chung, Emma
شناسه افزوده	هاشمی، سیدمحمد، ۱۳۵۹ - مترجم
شناسه افزوده	حسن پور خالصی، عرفان، ۱۳۷۷ - ویراستار
شناسه افزوده	دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، انتشارات
رده بندی کنگره	RA۹۵
رده بندی دیویی	۶۱۰/۱۵۳
شماره کتابشناسی ملی	۱۰۱۰۲۵۵۱
اطلاعات رکورد کتابشناسی	فیبا



دفتر انتشارات :

مشهد، خیابان دانشگاه، جنب سینما
هویزه، ساختمان قریشی، طبقه اول،
گروه نشریات و کتب
مدیریت اطلاع‌رسانی پزشکی
و منابع علمی دانشگاه
ص.پ | ۹۱۳۸۸۱۳۹۴۴
تلفن | ۵۱-۳۸۴۵۱۵۳۶
<http://pub.mums.ac.ir>
pub@mums.ac.ir

انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد

فیزیک پزشکی کاربردی

شماره اثر ۶۲۳

دکتر سیدمحمد هاشمی، مریم حلفی، مهدیه ابراهیمی،
محمدرضا نظریان، نرگس معموری، محمد رستمی
فیض آبادی، امیرمسعود اسدی

مترجمین

طراح جلد

نوبت چاپ

قطع

شابک

حق چاپ محفوظ است | انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد

فیزیک پزشکی کاربردی

مؤلفین:

دبی پیت - اما چانگ

مترجمین:

دکتر سید محمد هاشمی

مریم حلفی

مهدیه ابراهیمی

محمد رضا نظریان

نرگس معموری

محمد رستمی فیض آبادی

امیر مسعود اسدی

ویراستار:

عرفان حسن پور خالصی

یادداشت ناشر

بسمه تعالی

انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد به عنوان یک نهاد علمی - فرهنگی، چاپ و نشر کتاب‌های مورد استفاده استادان و دانشجویان رشته‌های علوم پزشکی را از وظایف اساسی خود می‌داند و بر آن است تا با انتشار متون مربوط به علوم پزشکی، هم بر اعتبار و اعتلای آن‌ها بیفزاید و هم موجبات دل‌گرمی و شوق و نشاط ایشان در امر تحقیق را فراهم آورد. به یقین چاپ و نشر آثار معتبر علمی، امکان دستیابی اهل تحقیق به منابع مختلف و گوناگون علمی مورد نیاز به بهترین صورت ممکن خواهد ساخت و راه را برای تحقیقات بعدی هموار خواهد کرد.

گسترده‌ی فعالیت‌های ناشران خصوصی، نه تنها از مسئولیت مراکز معتبر دانشگاهی برای کوشش در این زمینه‌ها با تکیه بر جنبه‌های علمی و فرهنگی موضوع نمی‌کاهد، بلکه به دلایل گوناگون از جمله لزوم بررسی‌های دقیق کارشناسی، ویرایش‌های علمی و فنی و نیز توجه بیشتر به توان مالی مخاطبان آثار به ویژه دانشجویان، باید دانشگاه‌های دولتی دامنه خدمات خود را با تکیه بر جنبه‌های کیفی و گاه صرف نظر از بازده اقتصادی گسترش دهند.

مسئولان انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد با اشتیاق و اخلاص تمام می‌خواهند جدیدترین آثار مربوط به دانش‌های پزشکی را به بهترین شیوه فراهم آورند و می‌کوشند تا آثار منتشر شده با کیفیت مطلوب عرضه شود. در عین حال انتشارات مترصد دریافت نظرها و انتقادهای به جا و سازنده اهل نظر است، تا از این طریق بتواند بر کمال آثار منتشره شده خویش بیفزاید.

معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه علوم پزشکی مشهد با استعانت از الطاف خداوندی امیدوار است که نشر این اثر با نظارت همه جانبه این معاونت و با تکیه بر ابتکار و کوشش اعضا و کارشناس دانش آموخته خویش، همانند دیگر آثار این انتشارات، موجب ارتباط محکم و پایدار با جامعه پزشکی و دانشجویان پژوهشگر در جهت ارتقای کیفی و تنوع موضوعات مورد نیاز دانش‌پژوهان رشته‌های علوم پزشکی شود و مورد استفاده دانشجویان و مقبول طبع صاحب نظران و دانشگاهیان نکته‌بین قرار بگیرد.

انتشارات دانشگاه علوم پزشکی مشهد

فهرست مطالب

پیشگفتار..... ۱۳

فصل ۱. مقدمه..... ۱۷

۱-۱. فیزیک پزشکان و متخصصان سلامت ۲۰

۲-۱. آموزش متخصصان بالینی در حوزه فیزیک پزشکی ۲۲

۱-۲-۱. شرایط ورود و مسیر شغلی ۲۲

۳-۱. آموزش نظری علم مراقبت از سلامت ۲۴

۴-۱. درمان علمی مناسب ۲۶

۵-۱. توسعه مداوم حرفه‌ای گری و پیشرفت ۳۰

۶-۱. ارتباط با سایر متخصصان ۳۱

۷-۱. کارکردن با ابزار پزشکی ۳۴

۸-۱. محیط کاری و مهارت‌های عمومی ۳۷

۱-۸-۱. مهارت‌های بالینی ۴۱

۲-۸-۱. مهارت‌های پژوهشی ۴۱

۳-۸-۱. بهبود خدمات ۴۲

۴-۸-۱. سیستم‌های مدیریت کیفیت ۴۳

۵-۸-۱. بازرسی و ارزیابی خدمات/محصولات ۴۳

۶-۸-۱. ارزیابی خطر ۴۳

۴۵	۷-۸-۱. برنامه‌های تضمین کیفیت و آزمون‌های کنترل کیفیت
۴۵	۹-۱. کار با تصاویر پزشکی
۴۶	۱-۹-۱. ویژگی‌های تصاویر
۴۶	۱-۱-۹-۱. کنتراست و مقیاس خاکستری
۴۷	۲-۱-۹-۱. سیگنال به نویز
۴۸	۳-۱-۹-۱. قدرت تفکیک کنتراست
۴۸	۴-۱-۹-۱. قدرت تفکیک فضایی
۴۹	۱۰-۱. تخصص‌های دیگر فیزیک پزشکی
۵۰	۱-۱۰-۱. بخش ۱: تصویربرداری غیریونیزان (MRI و سونوگرافی)
۵۰	۲-۱۰-۱. بخش ۲: اشعه یونیزان، پرتوهای ایکس تشخیصی، پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی
۵۱	۳-۱۰-۱. پرتودرمانی
۵۱	۴-۱۰-۱. ایمنی پرتویی
۵۲	۱۱-۱. خلاصه
۵۲	منابع

قسمت اول: تصویربرداری غیریونیزان

۵۷	فصل ۲. فیزیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی
۶۲	۱-۲. MRI چیست؟
۶۵	۲-۲. اسکنر MRI
۶۶	۳-۲. تنظیم یک اسکن در MRI و انتخاب سکانس
۶۶	۴-۲. اجرای یک اسکن
۷۶	۵-۲. ایمنی MRI
۷۷	۱-۵-۲. میدان مغناطیسی ایستا
۷۸	۲-۵-۲. میدان‌های مغناطیسی متغیر با زمان
۷۸	۳-۵-۲. میدان‌های RF
۷۹	۴-۵-۲. دسترسی ناحیه کنترل شده MR
۸۳	۵-۵-۲. استفاده از هلیوم مایع
۸۴	۶-۵-۲. وسایل جایگذاری شده در بدن بیمار و تجهیزات کمکی
۸۵	۷-۵-۲. محافظت از شنوایی
۸۵	۸-۵-۲. ایمنی و عوامل کنتراستزا در MR
۸۶	۶-۲. کنترل کیفی MRI
۹۲	۷-۲. آینده MRI
۹۴	منابع

فصل ۳. فیزیک فراصوت	۹۷
۱-۳. فراصوت چیست؟	۱۰۰
۱-۱-۳. سونوگرافی داپلر	۱۰۷
۲-۳. پیوند به سایر حرفه‌ها	۱۰۹
۳-۳. تجهیزات سونوگرافی	۱۰۹
۱-۳-۳. مبدل‌های فراصوتی	۱۱۰
۲-۳-۳. اسکن موتور KNOBOLOGY	۱۱۱
۴-۳. ایمنی سونوگرافی تشخیصی	۱۱۳
۱-۴-۳. شاخص حرارتی	۱۱۴
۲-۴-۳. شاخص مکانیکی	۱۱۵
۳-۴-۳. آزمون‌های ایمنی تجهیزات فراصوت بدون علامت CE	۱۱۶
۵-۳. کنترل کیفیت	۱۱۸
۱-۵-۳. پذیرش (آزمون‌های پایه)	۱۱۸
۲-۵-۳. آزمون‌های کنترل کیفی سالانه	۱۱۹
۳-۵-۳. آزمون‌های هدایت شده توسط کاربر	۱۱۹
۶-۳. آینده فیزیک فراصوتی	۱۲۱
منابع	۱۲۲

قسمت دوم: تصویربرداری و درمان با پرتوهای یونیزان

۱-۱-۲. پرتوهای یونیزان- کمیت‌ها، واحدها و عوامل وزنی	۱۲۷
۲-۱-۲. مواد رادیواکتیو- کمیت‌ها و واحدها	۱۲۹
۳-۱-۲. برهمکنش پرتوهای یونیزه کننده با ماده	۱۳۰
منابع	۱۳۲

فصل ۴. تصویربرداری تشخیصی با استفاده از پرتوایکس	۱۳۳
۱-۴. تولید پرتوهای ایکس تشخیصی	۱۳۴
۲-۴. روش‌های تصویربرداری پرتوهای ایکس	۱۳۶
۱-۲-۴. Conventional 2D X-ray Projections	۱۳۶
۲-۲-۴. فلوروسکوپی	۱۴۰
۳-۲-۴. آنژیوگرافی	۱۴۰
۴-۲-۴. توموگرافی کامپیوتری	۱۴۱
۵-۲-۴. سی تی پرتو مخروطی (CBCT)	۱۴۳
۶-۲-۴. سایر اشکال تجهیزات و تصویربرداری ترکیبی	۱۴۳

۱۴۴	۳-۴. اندازه‌گیری‌های عملکرد
۱۵۳	۱-۳-۴. QC کیفی در مقابل QC کمی
۱۵۷	۴-۴. اندازه‌گیری و محاسبات دوز بیمار
۱۵۸	۱-۴-۴. مبانی دوز بیمار
۱۵۸	۲-۴-۴. اثرات قطعی
۱۶۲	۳-۴-۴. خطر آثار احتمالی
۱۶۳	۴-۴-۴. شبیه سازی مونت کارلو
۱۶۶	۵-۴-۴. ارزیابی دوز استاندارد
۱۶۸	۶-۴-۴. سطوح مرجع تشخیصی (DRL)
۱۷۵	۷-۴-۴. بهینه‌سازی
۱۷۶	۱-۷-۴-۴. استراتژی بهینه‌سازی
۱۸۱	۵-۴. آینده‌ی فیزیک تصویربرداری با اشعه X
۱۸۲	منابع

فصل ۵. تصویربرداری و درمان با پزشکی هسته‌ای ۱۸۵

۱۸۵	۱-۵. مقدمه
۱۸۶	۲-۵. روند کار بیمار در پزشکی هسته‌ای
۱۸۸	۳-۵. نقش حرفه‌ای دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای
۱۹۰	۴-۵. دستور العمل‌های ارجاع
۱۹۱	۵-۵. طراحی تاسیسات
۱۹۲	۶-۵. تولید مواد رادیودارو
۱۹۲	۱-۶-۵. مدیریت و مقررات رادیودارو
۱۹۳	۲-۶-۵. ژنراتورها و کیت‌های ^{99m} TECHNETIUM
۱۹۷	۳-۶-۵. کالیبراتورهای رادیونوکلید
۱۹۹	۷-۵. تجویز رادیو داروها
۲۰۰	۸-۵. تجهیزات تصویربرداری هسته‌ای
۲۰۰	۱-۸-۵. دوربین گاما
۲۰۳	۱-۱-۸-۵. پارامترهای تصویر و کیفیت تصویر
۲۰۶	۲-۱-۸-۵. تصویربرداری ایستا (مسطح) با دوربین گاما
۲۰۶	۳-۱-۸-۵. تصویر برداری پویا (داینامیک)
۲۰۶	۴-۱-۸-۵. تصویربرداری SPECT
۲۰۸	۵-۱-۸-۵. تصویربرداری گیت کردن
۲۰۸	۲-۸-۵. PET-CT

۲۱۰	 تصویربرداری ترکیبی	۳-۸-۵
۲۱۱	 مدیریت تجهیزات دوربین‌های گاما و اسکنرهای PET/CT	۹-۵
۲۱۴	 آزمون پذیرش و راه‌اندازی	۱-۹-۵
۲۱۵	 روتین کنترل کیفیت	۲-۹-۵
۲۱۷	 بهینه‌سازی پارامترهای تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای	۱۰-۵
۲۱۷	 کیفیت تصویر فانتوم NEMA/IEC NU2	۱-۱۰-۵
۲۱۸	 فانتوم JASZCZAK	۲-۱۰-۵
۲۱۸	 فانتوم بالا تنه شبیه‌سازی شده انسان	۳-۱۰-۵
۲۱۹	 فانتوم مغز	۴-۱۰-۵
۲۲۰	 بهینه‌سازی پروتکل	۵-۱۰-۵
۲۲۰	 پردازش تصویر	۱۱-۵
۲۲۴	 کمی‌سازی تصویر در پزشکی هسته‌ای	۱-۱۱-۵
۲۲۷	 آزمون‌های رادیونوکلید غیر تصویربرداری	۱۲-۵
۲۲۷	 نرخ فیلتراسیون گلومرولار	۱-۱۲-۵
۲۳۰	 سوءجذب اسید صفراوی	۲-۱۲-۵
۲۳۰	 حفاظت در برابر پرتو برای مواد رادیواکتیو بدون مهر و موم	۱۳-۵
۲۳۳	 تکنیک‌های درمانی در پزشکی هسته‌ای	۱۴-۵
۲۳۴	 رادیونوکلیدها	۱-۱۴-۵
۲۳۴	 مشارکت دانشمندان بالینی در تکنیک‌های درمانی	۲-۱۴-۵
۲۳۹	 دوزیمتری بیمار در پزشکی هسته‌ای	۱۵-۵
۲۴۳	 توسعه‌های آینده	۱۶-۵
۲۴۴	 منابع	

۲۴۹	 فصل ۶. فیزیک پرتودرمانی	
۲۴۹	 مقدمه	۱-۶
۲۵۳	 رادیوبیولوژی	۲-۶
۲۵۴	 آسیب‌های پرتویی	۱-۲-۶
۲۵۵	 اصلاح کننده‌های پرتویی و "پنج-R" رادیوبیولوژی	۲-۲-۶
۲۵۵	 حساسیت پرتویی و ترمیم	۱-۲-۲-۶
۲۵۸	 توزیع مجدد و تجدید جمعیت	۲-۲-۲-۶
۲۵۸	 اکسیژن رسانی مجدد	۳-۲-۲-۶
۲۵۸	 حساسیت پرتویی	۴-۲-۲-۶
۲۵۸	 شاخص درمانی	۳-۶

۲۶۰	۴-۶. در نظر گفتن گپ‌های درمانی.....
۲۶۴	۵-۶. شتاب‌دهنده‌های خطی.....
۲۶۵	۱-۵-۶. اجزای اصلی شتاب‌دهنده خطی.....
۲۶۵	۱-۱-۵-۶. تفنگ الکترونی.....
۲۶۶	۲-۱-۵-۶. ژنراتور میکروموج.....
۲۶۶	۳-۱-۵-۶. مدولاتور.....
۲۶۷	۴-۱-۵-۶. تیوب موج بر.....
۲۶۷	۵-۱-۵-۶. انتقال پرتو الکترونی و تولید فوتون.....
۲۶۸	۶-۱-۵-۶. کولیماتور اولیه.....
۲۶۸	۷-۱-۵-۶. اتاقک یونیزاسیون دوگانه.....
۲۶۸	۸-۱-۵-۶. کولیماتورهای ثانویه.....
۲۶۹	۹-۱-۵-۶. وجها.....
۲۶۹	۱۰-۱-۵-۶. کولیماتور چند برگی (MLC).....
۲۷۰	۶-۶. طراحی درمان.....
۲۷۱	۱-۶-۶. اصول اولیه طراحی درمان.....
۲۷۱	۱-۱-۶-۶. درصد دوز عمقی (PDD).....
۲۷۳	۲-۱-۶-۶. PDD برای پرتو الکترونی.....
۲۷۴	۳-۱-۶-۶. ویژگی‌های PDD برای پرتوهای ایکس سطحی.....
۲۷۵	۷-۶. آمادگی برای درمان.....
۲۷۵	۱-۷-۶. بی‌حرکتی بیمار.....
۲۷۸	۱-۱-۷-۶. استفاده از داده‌های تصویربرداری برای طراحی درمان.....
۲۷۹	۲-۷-۶. مسیر داده.....
۲۸۰	۳-۷-۶. پروتکل‌های بالینی و تجویز دوز.....
۲۸۰	۱-۳-۷-۶. قابلیت‌ها و محدودیت‌های ماشین‌های درمان و تجهیزات مرتبط.....
۲۸۱	۲-۳-۷-۶. اقدامات لازم برای طراحی درمان.....
۲۸۱	۴-۷-۶. طرح کلی.....
۲۸۲	۵-۷-۶. ثبت تصویر.....
۲۸۶	۶-۷-۶. معیارهای یک طرح قابل قبول.....
۲۸۷	۷-۷-۶. ارزیابی طرح‌های درمان.....
۲۸۸	۸-۶. محاسبات دستی درمان.....
۲۸۹	۱-۸-۶. محاسبات درمان با فوتون MV.....
۲۸۹	۱-۱-۸-۶. خروجی یا فاکتور اندازه میدان (شامل پراکندگی از سردستگاه و فانتوم).....
۲۹۰	۲-۱-۸-۶. مربع معادل.....

۲۹۱	۳-۱-۸-۶. نسبت بافت-فانتوم (TPR) و نسبت بافت-پیشینه (TMR)
۲۹۱	۴-۱-۸-۶. محاسبات دستی مانتوریونیت
۲۹۴	۵-۱-۸-۶. عمق رادیولوژیکی
۲۹۴	۶-۱-۸-۶. فاکتور وج
۲۹۴	۷-۱-۸-۶. فاکتورهای خارج از محور
۲۹۵	۹-۶. بررسی طرح‌های پیچیده
۲۹۵	۱-۹-۶. محاسبات و اندازه‌گیری درمان با الکترون
۲۹۷	۲-۹-۶. کنترل کیفی فوتون KV
۲۹۷	۱۰-۶. مشخصات پرتو
۲۹۷	۱-۱۰-۶. دوزیمتری مطلق
۲۹۹	۲-۱۰-۶. خروجی استاندارد TPS
۳۰۰	۳-۱۰-۶. کنترل کیفی
۳۰۴	۱۱-۶. ارتقاء سیستم
۳۰۵	۱۲-۶. حوادث در پرتودرمانی
۳۰۶	۱۳-۶. براکی‌تراپی و منابع مهر و موم شده
۳۰۶	۱-۱۳-۶. استفاده از هسته‌های رادیواکتیو
۳۰۸	۲-۱۳-۶. کاربردهای بالینی
۳۱۰	۳-۱۳-۶. منابع مهر و موم شده - بررسی و محاسبات مورد نیاز
۳۱۲	۱۴-۶. بررسی استرانسیوم-۹۰
۳۱۵	۱۵-۶. آینده پرتودرمانی
۳۱۹	منابع

قسمت سوم: ایمنی در برابر پرتو

۳۲۵	فصل ۷. ایمنی پرتویی
۳۲۵	۱-۷. نقش دانشمند بالینی در ایمنی پرتویی
۳۲۷	۲-۷. ایمنی در برابر پرتوهای غیریونیزان
۳۲۷	۱-۲-۷. نوردرمانی
۳۲۸	۲-۲-۷. لیزر
۳۳۰	۳-۷. ایمنی پرتوهای یونیزان - مفاهیم کلیدی
۳۳۱	۱-۳-۷. اثرات پرتوهای یونیزان - احتمالی و قطعی
۳۳۲	۲-۳-۷. الزامات قانونی برای استفاده از پرتوهای یونیزان
۳۳۴	۳-۳-۷. محدودیت دوز

۳۳۷	۴-۷. خطرات بیمارستانی پرتوهای یونیزان
۳۳۷	۱-۴-۷. تصویربرداری با پرتوهای ایکس تشخیصی
۳۳۹	۲-۴-۷. پزشکی هسته‌ای
۳۳۹	۳-۴-۷. پرتودرمانی
۳۴۱	۵-۷. طراحی اتاق
۳۴۳	۱-۵-۷. کنترل‌های مهندسی / اینترلاک‌ها / علائم هشدار
۳۴۳	۲-۵-۷. در حین ساخت و ساز
۳۴۳	۳-۵-۷. اندازه‌گیری‌های تضعیف / انتقال پرتو
۳۴۶	۴-۵-۷. بررسی تجهیزات پس از نصب
۳۴۸	۵-۵-۷. پایش محیط
۳۴۸	۶-۵-۷. طراحی اتاق رادیولوژی تشخیصی
۳۴۹	۷-۵-۷. طراحی اتاق پرتودرمانی
۳۵۱	۸-۵-۷. طراحی اتاق پزشکی هسته‌ای
۳۵۳	۹-۵-۷. اندازه‌گیری نرخ دوز
۳۵۴	۶-۷. ارزیابی خطر ایمنی پرتویی
۳۵۴	۱-۶-۷. "ارزیابی خطر ایمنی پرتویی" چه چیزی را باید در نظر بگیرد؟
۳۶۲	۲-۶-۷. ارزیابی خطر رادون (Radon)
۳۶۲	۷-۷. مناطق کنترل شده
۳۶۵	۸-۷. قوانین محلی
۳۶۶	۱-۸-۷. طبقه بندی پرتوکاران
۳۶۷	۲-۸-۷. نظارت بر دوز شخصی
۳۶۸	۹-۷. ایمنی بیمار
۳۷۰	۱۰-۷. فرهنگ ایمنی در برابر پرتو
۳۷۱	۱۱-۷. نظارت بر ایمنی پرتویی
۳۷۲	۱-۱۱-۷. بررسی‌های ایمنی پرتویی
۳۷۲	۱۲-۷. برنامه‌ریزی احتمالی
۳۷۳	۱-۱۲-۷. برنامه‌ریزی اضطراری محلی
۳۷۵	۲-۱۲-۷. اقدامات ملی برای حوادث مربوط به مواد رادیواکتیو
۳۷۶	۱۳-۷. بررسی یک حادثه
۳۷۸	۱۴-۷. آینده ایمنی پرتویی
۳۷۹	منابع

پیشگفتار

فیزیک پزشکی، به عنوان یکی از رشته‌های پیشرو در علوم مدرن، نقشی محوری در توسعه فناوری‌های تشخیصی و درمانی در حوزه پزشکی ایفا می‌کند. این علم با بهره‌گیری از اصول فیزیکی، ابزارها و روش‌هایی را فراهم می‌آورد که نه تنها دقت و کارایی فرآیندهای پزشکی را افزایش می‌دهند، بلکه افق‌های جدیدی را در درک تعاملات پیچیده میان تابش، ماده و بافت‌های زیستی پیش روی پژوهشگران و متخصصان قرار می‌دهند. کتاب "فیزیک پزشکی کاربردی" با هدف ارائه یک منبع به روز برای دانشجویان، اساتید و پژوهشگران این حوزه تدوین شده است. این اثر تلاش دارد تا با تلفیق مبانی نظری و کاربردهای عملی، درک عمیق‌تری از نقش فیزیک در پزشکی مدرن فراهم آورد.

در این کتاب، به بررسی موضوعات کلیدی و پیشرفته‌ای پرداخته شده است که هر یک به نوبه خود، بخشی از ستون‌های اصلی فیزیک پزشکی را تشکیل می‌دهند. از جمله این موضوعات می‌توان به سونوگرافی اشاره کرد که با استفاده از امواج صوتی فرکانس بالا، امکان تصویربرداری غیرتهاجمی از ساختارهای داخلی بدن را فراهم می‌کند. اصول فیزیکی حاکم بر

بازتاب و پراکندگی امواج صوتی، همراه با پیشرفت‌های اخیر در فناوری مبدل‌های پیزوالکتریک، این روش را به ابزاری بی‌بدیل در تشخیص بیماری‌های جنینی، قلبی و عروقی تبدیل کرده است. در فصل‌های مرتبط، به تشریح مکانیزم‌های تولید امواج فراصوت، اثرات بیولوژیکی آن‌ها و نقش دانشمندان بالینی در طراحی برنامه‌های تضمین کیفیت (QA)، تست پذیرش تجهیزات جدید و توسعه فانتوم‌های آزمایشگاهی برای ارزیابی تکنیک‌های نوظهور فراصوتی و... پرداخته‌ایم.

پزشکی هسته‌ای یکی دیگر از محورهای اصلی این کتاب است که با استفاده از رادیوایزوتوپ‌ها، امکان تصویربرداری عملکردی و درمان هدفمند را فراهم می‌آورد. در این راستا، مفاهیمی چون واپاشی هسته‌ای، تعامل پرتوهای گاما با بافت‌ها و تکنیک‌های تصویربرداری مانند PET و SPECT بررسی شده‌اند. این روش‌ها، که مبتنی بر اصول فیزیک ذرات و تابش هستند، نه تنها در تشخیص بیماری‌هایی نظیر سرطان و اختلالات متابولیکی کاربرد دارند، بلکه در طراحی پروتکل‌های درمانی نوین، مانند رادیوتراپی داخلی انتخابی (SIRT)، نقش بسزایی ایفا می‌کنند.

همچنین، تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) به عنوان یکی از پیشرفته‌ترین فناوری‌های تصویربرداری پزشکی، بخش قابل توجهی از این کتاب را به خود اختصاص داده است. این تکنیک، که بر پایه پدیده رزونانس مغناطیسی هسته‌ای (NMR) استوار است، با استفاده از میدان‌های مغناطیسی قوی و امواج رادیویی، تصاویری با وضوح بالا از ساختارها و عملکردهای بدن ارائه می‌دهد. در این کتاب، اصول فیزیکی حاکم بر MRI، از جمله زمان آسایش اسپینی T1 و T2، اثرات گرادیان‌های مغناطیسی و الگوریتم‌های بازسازی تصویر، به صورت دقیق تشریح شده‌اند. همچنین، به کاربردهای نوظهور این فناوری، مانند MRI عملکردی (fMRI) و تصویربرداری مولکولی، پرداخته‌ایم تا خوانندگان را با پتانسیل‌های آینده این حوزه آشنا کنیم.

بخش دیگری از این کتاب به رادیوتراپی اختصاص دارد که یکی از ستون‌های اصلی درمان سرطان در پزشکی مدرن است. رادیوتراپی، با استفاده از پرتوهای یونیزان مانند اشعه گاما، الکترون‌ها و پروتون‌ها، به طور هدفمند سلول‌های سرطانی را از بین می‌برد، در حالی که تلاش می‌کند آسیب به بافت‌های سالم اطراف را به حداقل برساند. در این کتاب، به اصول دزیمتری، که اندازه‌گیری دقیق دوز جذب‌شده توسط بافت‌ها را ممکن می‌سازد، پرداخته‌ایم. همچنین، تکنیک‌های مدرن مانند رادیوتراپی با شدت تعدیل‌شده (IMRT) و رادیوتراپی هدایت‌شده

توسط تصویر (IGRT) بررسی شده‌اند که با استفاده از تصویربرداری همزمان، دقت هدف‌گیری تومور را افزایش می‌دهند. از سوی دیگر، به چالش‌های فیزیکی مانند پراکندگی پرتوها و اثرات بیولوژیکی دوزهای مختلف تابش پرداخته‌ایم و نقش دزیمتری فردی در طراحی طرح‌های درمانی شخصی‌سازی‌شده را برجسته کرده‌ایم. این بخش همچنین شامل مباحثی در مورد استفاده از شتاب‌دهنده‌های خطی (LINAC) و سیستم‌های براکی‌تراپی است که در آن منابع رادیواکتیو به‌طور مستقیم در نزدیکی تومور قرار می‌گیرند، و کاربردهای نوظهور پرتودرمانی با پروتون را که به دلیل عمق نفوذ قابل کنترل، برای درمان تومورهای حساس مانند مغز و چشم مناسب است، پوشش می‌دهد. ایمنی پرتوها و استانداردهای حفاظتی نیز از دیگر موضوعات کلیدی این بخش هستند که با هدف آموزش جامع متخصصان آینده طراحی شده‌اند. این تنوع موضوعی، با هدف ارائه دیدگاهی جامع از کاربردهای گسترده فیزیک در پزشکی، به شکلی منسجم و ساختارمند ارائه شده است.

دانشگاه علوم پزشکی مشهد، به‌عنوان یکی از مراکز پیشرو در آموزش و پژوهش پزشکی در ایران، با انتشار الکترونیکی این کتاب، گامی مهم در جهت دسترسی آسان‌تر جامعه علمی به منابع معتبر و به‌روز برداشته است. در تدوین این اثر، تلاش شده است تا مطالب با زبانی علمی و در عین حال قابل فهم ارائه شوند تا هم برای دانشجویان تازه‌کار و هم برای پژوهشگران باتجربه مفید واقع شوند.

در پایان، لازم می‌دانم از تمامی پژوهشگران و همکارانی که با دانش، تجربه و پیشنهادات ارزشمند خود در شکل‌گیری این کتاب سهمیم بوده‌اند، قدردانی کنم. امیدوارم این اثر بتواند به‌عنوان منبعی الهام‌بخش و کاربردی، در مسیر آموزش و پژوهش فیزیک پزشکی در ایران و به‌ویژه در دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مؤثر واقع شود. هدف نهایی ما این است که با ترویج دانش در این حوزه، به بهبود کیفیت مراقبت‌های بهداشتی و پیشرفت علمی کشور کمک کنیم.

با احترام،

دکتر سید محمد هاشمی

۳۰ اسفند ۱۴۰۳

دانشگاه علوم پزشکی مشهد

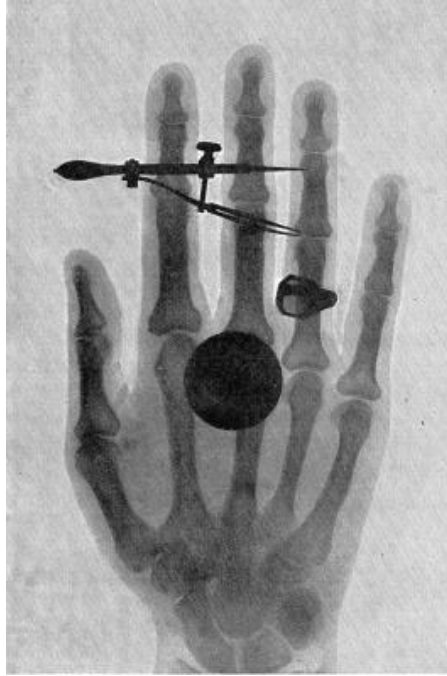
Debbie Peet, Emma Chung, Jasdip Mangat and Joanne Cowe

از اولین روزهایی که مراقبت‌های بهداشتی حائز اهمیت شد و خدمات ملی سلامت^۱ (NHS) در سال ۱۹۴۸ آغاز به کار نمود، فیزیک پزشکی باعث پیش برد و ایجاد پیشرفت‌هایی در فناوری شده است و به ایجاد نوآوری‌هایی در حوزه مراقبت از سلامت کمک نموده است.

در سال ۱۹۰۱ اولین جایزه نوبل فیزیک به ویلیام رونتگن بابت کشف پرتوهای ایکس در سال ۱۸۹۵ اهدا شد. رونتگن متوجه شد که عبور پرتوهای ایکس از میان بافت‌های بدن انسان، ساختار استخوان‌ها را نمایان می‌سازد (شکل ۱-۱).

افزایش اعتماد پزشکان به تصویربرداری با پرتوهای ایکس، مسیر توسعه تصویربرداری مقطعی با پرتوهای ایکس (سی‌تی اسکن) و بعلاوه نوآوری‌هایی نظیر تصویربرداری تشدید مغناطیسی و فراصوت (سونوگرافی) را هموار ساخت.

1. National Health Services



شکل ۱-۱. تصویر پرتوهای ایکس از دست همسر ویلیام روتگن در سال ۱۸۹۶

امروزه پرتوهای ایکس با انرژی بالا که توسط شتاب‌دهنده‌های خطی ایجاد می‌شود برای درمان سرطان در پرتودرمانی به کار گرفته می‌شود.

در سال ۱۹۱۱، ماری کوری که یک متخصص فیزیک پزشکی (فیزیکدان) لهستانی بود، جایزه نوبل شیمی را بابت کشف خاصیت رادیواکتیویته عنصر رادیوم دریافت نمود. کار او پتانسیل استفاده از منابع رادیواکتیو در فرایندهای درمانی پزشکی را نشان داد که منجر به توسعه تصویربرداری مولکولی و تکنیک‌های پرتودرمانی در زمینه پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی شد.

همانند بسیاری از متخصصان فیزیک پزشکی، ماری کوری واحدهای پرتوهای ایکس متحرک را در طول جنگ جهانی اول به کار انداخت و اولین متخصصان پرتوشناسی را آموزش داد که این امور در نجات جان میلیون‌ها نفر نقش داشت. امروزه ما با انواع مختلفی از چالش‌ها مواجه هستیم اما نقش ضروری متخصصان فیزیک پزشکی در توسعه ابزارهای پزشکی، آموزش شاغلین در این زمینه و اطمینان از ایمنی بیمار ادامه دارد. اگرچه کاربران اولیه بالینی پرتوهای

ایکس از پتانسیل آسیب زننده تشعشع ناآگاه بودند اما آسیب‌ها به سرعت مشاهده شد. حوزه فیزیک سلامت و ایمنی پرتویی بخصوص بعد از بمباران هیروشیما و ناکازاکی و فاجعه چرنوبیل توسعه پیدا کرد.

ما در حال حاضر فهم خیلی بهتری از خطراتی که در ارتباط با پرتوهای یونیزان است داریم و روش‌هایی را جهت کاهش مواجهه غیر ضروری با اشعه توسعه داده ایم. توسعه فناوری استفاده از فراصوت در زیردریایی‌ها (سونار) در طول جنگ جهانی اول و دوم، مسیر فناوری‌های جدید فراصوت در پزشکی را هموار نمود که در طول دهه ۱۹۶۰ شروع به استفاده وسیع بالینی از آن برای بررسی جنین در مادران باردار شد.

فراصوت پرتوهای یونیزان تولید نمی‌کند بنابراین برای استفاده در دوران بارداری نسبت به پرتوهای ایکس ایمن‌تر است.

یک پیشرفت قابل توجه در دهه ۱۹۸۰ میلادی در تصویربرداری اتفاق افتاد که به معرفی یک روش تصویربرداری غیریونیزان پیشرفته بنام MRI^۱ (تصویربرداری تشدید مغناطیسی) انجامید.

امروزه استفاده از تصویربرداری پزشکی (پرتوهای ایکس تشخیصی، فراصوت و MRI) به‌همراه دیگر فناوری‌ها و ابزارهای پزشکی که برای تشخیص و درمان کاربرد دارند، بخش بزرگی از کاری که توسط متخصصان فیزیک پزشکی بالینی انجام می‌شود را شکل می‌دهد.

فناوری‌های پزشکی اغلب متکی به نرم‌افزارهای فناوری اطلاعات^۲ و هوش مصنوعی هستند تا اطلاعات مفید تشخیصی را تولید نمایند. از اندازه‌گیری‌های ساده ضربان، دما و فشارخون گرفته تا مدل‌های پیچیده‌تر و شبیه‌سازی‌ها؛ اتکای ما به فناوری مراقبت از سلامت نیازمند دانش علمی تخصصی و مهارت‌های ارزیابی است.

همه دانشمندان بالینی که در حوزه فیزیک پزشکی فعالیت دارند نیازمند ارتباط کاری نزدیک با دیگر کارکنان حوزه NHS هستند تا از ایمنی، تشخیص‌های موثر و اهمیت درمان اطمینان حاصل نمایند. مهارت‌های حرفه‌ای کلی مورد انتظار از دانشمندان حوزه بالینی در ادامه این

1. Magnetic Resonance Imaging
2. Information Technology

فصل معرفی می‌شوند. این مهارت‌ها شامل مهارت‌های بالینی کلیدی، توانایی پیشبرد پژوهش و ارزیابی منتقدانه خدمات بالینی، توسعه برنامه‌های تضمین کیفیت^۱، توسعه حرفه‌ای گری و رهبری (مدیریت) می‌باشد.

این کتاب قصد پوشش دادن نظریه‌ی اصول فیزیک پزشکی را ندارد. متون تخصصی بسیاری خوبی وجود دارند که در هر فصل (به فراخور موضوع) به آن‌ها ارجاع داده شده است. هدف این کتاب ایجاد ارتباط در خصوص گسستگی و اختلاف بین تئوری فیزیک پزشکی توصیف شده در کتب دانشگاهی و تجربه عینی کاربرد فیزیک پزشکی توسط دانشمندان حوزه بالین در بیمارستان‌هاست. ما توصیف می‌کنیم که فیزیک پزشکی چگونه در بیمارستان‌ها با مهارت‌های کاربردی و دانشی که دانشمندان بالین در کار روزانه خود می‌آورند، بکار برده می‌شود.

۱-۱. فیزیک پزشکان و متخصصان سلامت

متخصصان فیزیک پزشکی در زمینه‌های آموزش، صنعت و سلامت که منجر به توسعه روش‌ها و پیشرفت‌های علمی در قالب کاربردهای بالینی می‌شود، نقش دارند. آن‌ها با توجه به پیشرفت‌های روزانه در زمینه مراقبت از بیماران، افرادی با نقش کلیدی در میان کلیه نیروی‌های شاغل در حوزه سلامت هستند. در اکثر نقاط جهان عنوان متخصص فیزیک پزشکی برای توصیف دانشمندانی بکار می‌رود که در سطح دکتری در حوزه مراقبت از سلامت مشغول به کار هستند. در بریتانیا، یک عنوان مبسوط‌تر در مورد متخصصان فیزیک پزشکی مورد قبول واقع شده است. این عنوان متخصصان فیزیک پزشکی را تحت حاکمیت شورای متخصصان مراقبت و سلامت^۲ قرار می‌دهد که باعث لیست شدن نام متخصصان بالینی در یک یک فهرست قانونی ثبت‌شده می‌شود.

در این کتاب عنوان "دانشمند بالینی" می‌تواند با عنوان "متخصص فیزیک پزشکی" که در سایر نقاط جهان نیز مورد استفاده است، جایگزین شود. اگرچه باید دانست که دانشمندان بالینی مراقبت از سلامت می‌توانند نقش‌های دیگری ناشی از تخصص‌های دیگر اعم از مهندسی، علوم زیست‌شناختی، ریاضیات، شیمی و علم پرده‌اش اطلاعات را نیز بر عهده گیرند.

1. Quality Assurance
2. Health and Care Professions Council

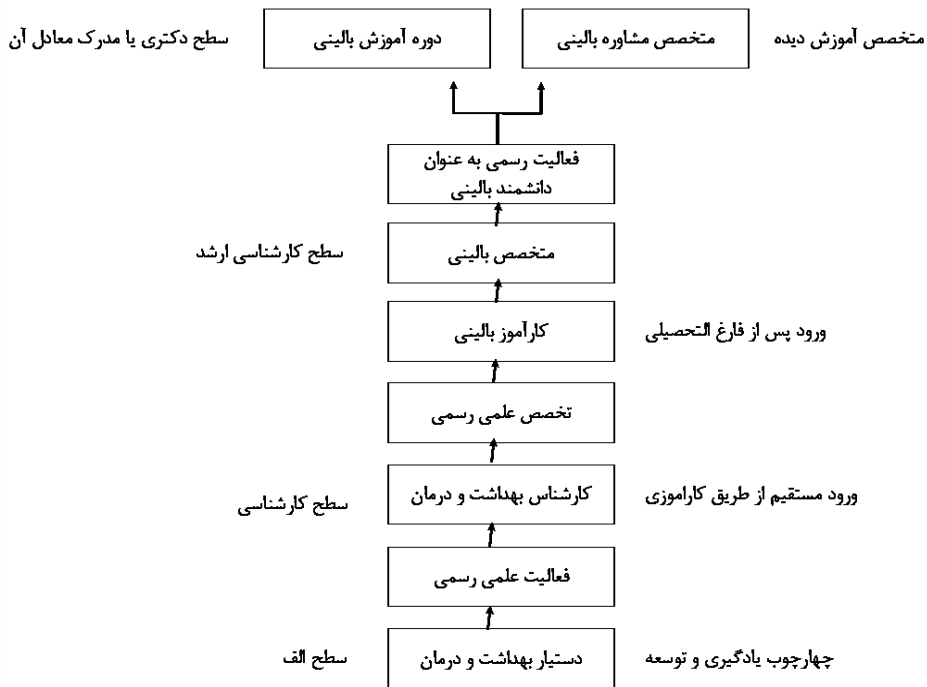
متخصصان بالینی ممکن است دارای پایه آزمایشگاهی و تجربی، شاغل به آزمایش نمونه ها، در حال بررسی نمونه های ژنتیکی یا توسعه و کارآزمایی داروهای جدید باشند. سایر آن ها بصورت مستقیم با بیماران سرو کار دارند، در حال تحقیق و بررسی هستند، روش های درمانی را اجرا و مدیریت می کنند و یا در حال ثبت اندازه گیری های مربوطه می باشند. این دانشمندان همچنین در پشت صحنه امور درمانی نیز نقش دارند؛ کسب اطمینان از کارکرد ایمن تجهیزات پزشکی و پیشبرد توسعه و ارزیابی پیشرفت های پژوهشی در حوزه پزشکی.

همه متخصصان بالینی در حوزه های تخصصی مشغول به پژوهش و ایجاد نوآوری هستند.

عنوان "دانشمند بالینی" خود بخشی از یک ساختار بزرگ تر را تشکیل می دهد که در ارتباط با حرفه مراقبت از سلامت است و بسیاری از شاغلین تازه کار در زمینه علم مراقبت از سلامت، وابستگان به این حوزه و دستیاران و نیز بخش عمده ای از مشاورین ارشد متخصصان بالینی را شامل می شود. همه دانشمندان حوزه سلامت (که شامل متخصصان بالینی نیز هستند) زیر پرچم مدرسه ملی علم مراقبت از سلامت^۱ قرار دارند. جایگاه متخصصان بالینی در NSHCS در تصویر ۲ فصل ۱ خلاصه شده است. جهت کسب اطلاعات بیشتر لطفاً به صفحه اینترنتی NSHCS (حرفه های مرتبط با علم مراقبت از سلامت) مراجعه نمایید.

تخمین زده می شود که در بریتانیا بیش از ۵۰۰۰۰ متخصص مراقبت از سلامت در بیش از ۵۰ منطقه تخصصی در حال فعالیت هستند. تخمین زده می شود که این افراد در ۸۰ درصد تصمیمات پزشکی نقش دارند و همچنین در تعریف نجات جان افراد و پیشرفت های فناورانه محور در حوزه پیشگیری، تشخیص و درمان تعداد بسیار زیادی از موارد پزشکی نقش دارند.

اگر تا کنون آزمایش خون داده اید، تحت یک درمان جدید قرار گرفته اید، تحت تابش پرتوهای ایکس بوده اید یا مورد آزمایش شنوایی قرار گرفته اید، بسیار محتمل است که در چنین فرایندهایی یک متخصص مراقبت از سلامت دخیل بوده باشد. در این کتاب ما روی توصیف نقش متخصصان مراقبت از سلامت NHS (خدمات ملی سلامت) بخصوص در حوزه فیزیک پزشکی تمرکز می کنیم.



شکل ۱-۲. ساختار شغلی علوم بهداشت و درمان در بریتانیا

۲-۱. آموزش متخصصان بالینی در حوزه فیزیک پزشکی

یک دوره شغلی در حوزه فیزیک پزشکی، فرصتی انگیزشی را ایجاد می‌کند که در آن فرد مهارت‌ها و دانش کسب شده در دوره کارشناسی خود را به نفع بهبود حال بیماران بصورت عملی به کار ببرد. داشتن ارتباط کاری مناسب با سایرین و توانایی ایفای نقش بعنوان جزئی از یک تیم ضروری است. متخصصان بالینی که تخصص آن‌ها در حوزه فیزیک پزشکی است، معمولاً زمینه علمی قوی در حوزه فیزیک دارند که این امر پیرو مدرک کارشناسی ارشد و یا دکتری آن‌هاست.

۱-۲-۱. شرایط ورود و مسیر شغلی

مرکز خدمات ملی سلامت (NHS) یک دوره آموزش را برای ترک تحصیل کنندگانی که آخرین مدرک آن‌ها دیپلم است پیشنهاد می‌کند که این افراد بعنوان دستیاران متخصصان سلامت آموزش ببینند. این افراد در صورت کسب نمره بالا در سطح الف می‌توانند به عنوان

افراد شاغل در زمینه علم مراقبت از سلامت نیز آموزش ببینند که این امر شامل مطالعه و کسب مدرک صلاحیت از "برنامه آموزش شاغلین" ^۱ (PTP) است. اگر شما در مرکز خدمات ملی سلامت (NHS) بعنوان دستیار متخصصان مراقبت از سلامت یا بعنوان یک کارمند شاغل هستید، ارتقای شغلی با اثبات کردن برابری توانمندی شما با سطح بالاتر از خودتان، بدون نیاز به ثبت نام در طرح‌های آموزش رسمی میسر است. این چنین مسیرهایی برای ارتقای شغلی به کارمندان فعلی NHS اجازه می‌دهد تا بین مسیرهای شغلی در تبادیل باشند و به تدریج از منظر رتبه شغلی پیشرفت نمایند. اگر شما یک مدرک علمی خوب دارید و در NHS مشغول به کار نیستید می‌توانید به طور مستقیم و با روش "مسیر سریع" بعنوان فردی در سطح آموزش دیده به طرح آموزش تخصصی ^۲ (STP) درخواست شغلی بدهید. این روش برای شما یک دوره آموزشی ۳ ساله در بیمارستان با حقوق کامل فراهم می‌کند که در آن دانشجویان برای دوره کارشناسی ارشد در حوزه علوم بالینی نیز آماده می‌شوند. با موفقیت گذراندن دوره STP منجر به ثبت شدن نام شما بعنوان یک متخصص بالینی که در دسته هفتم مقیاس حقوقی NHS (خدمات ملی سلامت) مشغول به کار است، می‌شود. طرح STP از شاغلین در حوزه علوم مراقبت از سلامت، دانش‌آموختگان دارای مدرک صلاحیت بالا (نظیر مدرک دکتری) و متخصصانی که دارای تجربه کاری مرتبط با علوم سلامت در صنعت هستند، استقبال می‌کند. این طرح به طور ملموسی محبوب بوده و جایگاه‌های شغلی آن منحصر به فرد است. فرایند انتخاب افراد نیز بسیار رقابتی است. حداقل نصف افرادی که در رقابت موفق می‌شوند دارای تجربه مرتبط از قبیل تجربه کاری در بیمارستان، دارای مدرک تحصیلی مرتبط یا تجربه کاری هستند.

فارغ از طرح آموزشی STP و مسیرهای ارتقای شغلی آن که عنوان "مسیرهای برابری" دارد، متخصصان بالینی به طور فزاینده‌ای به ترکیب نمودن دوره‌های آموزشی تئوری و عملی تشویق می‌شوند. متخصصان بالینی دارای صلاحیت با کسب آموزش بیشتر موقعیت رهبری و مشاوره در زمینه توضیح نقش متخصص بالینی را می‌یابند. طرح مرکز خدمات ملی سلامت (NHS) با عنوان آموزش علمی تخصصی سطح بالا ^۳ (HSST) ارتقای شغلی افراد دارای مدرک دکتری و واجد صلاحیت به عنوان مشاور را بازگو می‌نماید. برای متخصصان بالینی این امر ممکن است شامل مطالعه برای کسب مدرک صلاحیت به شکل مدرک دکتری علم

1. Practitioner Training Programme

2. Scientist Training Programme

3. Higher Specialist Scientific Training

بالینی^۱ (DClinSci) و یا به اثبات رساندن تجربه کاری معادل با سطوح بالاتر در همان طرح یاد شده فوق که عنوان آن "معادل سازی صلاحیت ها" است، می باشد.

در بریتانیا، اساس کاری منظمی که بر ثبت اسامی متخصصان بالینی حاکمیت می کند، نشان می دهد که این فرایند توسط شورای پزشکی عمومی^۲ (GMC) انجام می شود. متخصصان بالینی در حوزه فیزیک پزشکی توسط HCPC (2020a) مورد پذیرش و ثبت واقع می شوند. این بدان معنی است که این افراد از منظر مهارت های مختلفی نظیر توانایی رهبری، پژوهشی، علمی، فنی، بالینی و نیز توانمندی ایجاد ارتباط کاری با سایرین مورد ارزیابی قرار گرفته اند و برای مناسب انجام دادن امور کاری مورد بررسی قرار گرفته اند. اگرچه پایه علمی متخصصان بالینی ممکن است در حوزه مراقبت از سلامت، صنعت یا آموزش نظری باشد با این حال تجربه کاری در بیمارستان نیز ضروری است. دوره های کاری می توانند منعطف باشند، همانند بسیاری از متخصصان که شغل پاره وقت انتخاب می کنند و یا استراحت شغلی دریافت می نمایند.

۱-۳. آموزش نظری علم مراقبت از سلامت

ساختاری که مسؤل ارزیابی دریافت مدرک یا مجوز HCPC توسط متخصصان مراقبت از سلامت در بریتانیا است، در حال حاضر مدرسه ملی علوم مراقبت از سلامت^۳ (AHCS 2020) است. این موسسه در کنار ساختارهای حرفه ای نظیر موسسه فیزیک در پزشکی^۴ (IPEM) کار می کند که این امر برای بررسی کاربردهای مقدماتی مدرک کسب شده در سطح آموزشی NHS STP است. برای کارمندان حال حاضر خدمات ملی سلامت (NHS) یک گواهی اعتبار سنجی از طرح آموزش متخصصان (STP) جهت اعطای مجموعه ای از مدارک می تواند مورد درخواست قرار گیرد. آموزشگاه نظری مراقبت از سلامت (AHCS) نیز می تواند افرادی که در سطوح پایین تر از متخصصان سلامت مشغول به کار هستند را توسط برنامه آموزش شاغلین (PTP) ارزیابی کند.

صرف نظر از درخواست مدرک کسب شده یا مدرک اعتبارسنجی، گزینش یک متخصص

1. Doctoral of Clinical Science

2. General Medical Council

3. Academy of Healthcare Science

4. Institute of Physics in Medicine

بالینی از میان همه داوطلبان نیازمند نشان دادن شایستگی توسط فرد است که این امر به دنبال ارزیابی توانمندی فرد در حوزه‌های علمی، فنی، بالینی، پژوهشی و سایر حوزه‌های حرفه‌ای متناسب با هر زمینه تخصصی است.

استانداردهای HCPC برای ارزیابی مهارت

متخصصان بالینی تحت استانداردهای رفتاری که توسط HCPC تعیین شده است و در سامانه اینترنتی آن‌ها (HCPC 2020b) نیز موجود می‌باشد، عمل می‌کنند و این امر مطابق با راهنمایی‌های عملکرد بهینه علمی^۱ (GSP) می‌باشد که توسط AHCS تعیین شده است. کاربرد قواعد علمی پایه‌ای تا زمانی که به نتیجه منتهی شود ادامه می‌یابد، بنابراین؛ متخصصان بالینی نیازمند حضور در صف اول ایجاد پیشرفت‌هایی در زمینه مراقبت از بیماران، کسب مهارت در حوزه علمی خود و نشان دادن تطابق عملکرد خود با استانداردهای تعیین شده توسط HCPC (استانداردهای تخصصی) هستند.

اهداف استانداردهای تخصصی تعیین شده توسط HCPC عبارتند از:

- تعیین کردن خدماتی که کاربران و یا عموم افراد باید از سیستم سلامت و متخصصان انتظار داشته باشند.
- تعیین استانداردهایی جهت حفاظت عموم افراد در برابر آسیب‌ها.
- تعیین انتظارات از دانش و توانمندی‌های هر متخصص تایید صلاحیت شده بصورت روشن و واضح.
- کسب اطمینان از پایبندی متخصصان دارای صلاحیت به استانداردهای عملکردی که برای رسیدن به هدف درمان مورد نیاز است.

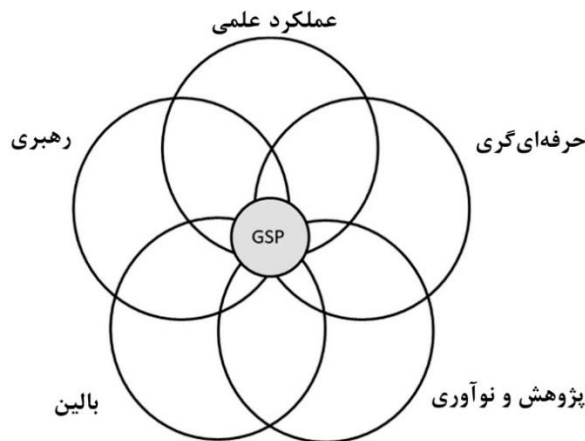
این نکته مهمی است که تمامی متخصصان تایید شده توسط HCPC همانند پیراپزشکان، متخصصان بالینی و تصویربرداران، از اصول استاندارد جهت توانمندی در درمان به روش قاعده مند، ایمن و موثر استفاده می‌نمایند. HCPC طرح‌های آموزشی نظیر طرح STP را به تصویب می‌رساند که جهت توانمند سازی کارکنان برای رعایت استانداردها متناسب شده است. برای متخصصان بالینی گزینش شده، اگر کسی دچار شک یا نگرانی در مورد یک روش درمانی تایید شده باشد، HCPC امکان مداخله جهت رفع موضوع را دارد.

۴-۱. درمان علمی مناسب

در شکل ۳-۱، استانداردهای GSP در پنج حوزه جدا از هم آورده شده‌اند. این حوزه‌ها بصورت جداگانه در بخش‌های ذیل مورد بحث قرار گرفته‌اند، اگرچه اهمیت هر حوزه نشان داده شده منحصر به نقش آن است.

۱. عملکرد حرفه‌ای

اعضای GSP که در زمینه بررسی رعایت استانداردها مشغول‌اند، در قدم اول از بیمار شروع می‌کنند تا اطمینان یابند که بیماران بعنوان یک انسان، با رعایت احترام و شان انسانی و بدور از تبعیض تحت درمان قرار می‌گیرند. اما به اینصورت نیست که فرد در نقش یک بیمار مواجه شده با درمان قرار گیرد بلکه بعنوان یک متخصص بالینی کار شما بصورت مستقیم در مراقبت از بیمار موثر است. بیماران و سایر متخصصان ممکن است از شما در مورد نظر تخصصی تان سوال کنند، بنابراین لازم است که شما محدودیت‌های دانش و تجربه کاری تان را بشناسید. و فقط در حوزه تخصصی خودتان مشغول بکار شوید. بسیاری از متخصصان مراقبت از سلامت در قالب بخشی از یک تیم که چند حوزه تخصصی دارد، کار می‌کنند. کار تیمی و ارتباط کاری خوب به همراه شناخت از نقش و مهارت سایر اعضا، کاهش تاخیر و نقص در درمان بیمار و ارائه خدمات بهتر را تسهیل می‌کند. متخصصان در جایگاه یک فرد قابل اطمینان کار می‌کنند و باید دارای اصول اخلاقی بوده و از خود صداقت و امانت داری نشان داده و به پذیرش مسوولیت تصمیمات و عملکرد خود متماایل باشند.



شکل ۳-۱. عناصر مهم در درمان علمی مناسب (GSP)

۲. عملکرد علمی

طرح GSP نیازمند این است که افراد بصورت علمی بیندیشند و عمل نمایند؛ این امر واضح است اما بهتر است اشاره شود که انجام این کار نیازمند جنبه‌های مختلفی از یک نقش می‌باشد نه صرفاً انجام کار پژوهشی. تفکر نقادانه و حل مسئله کلید بهبود و ارتقای ارائه خدمات و درمان‌ها می‌باشد.

متخصصان بالینی باید برای بعهدہ گرفتن پررسی‌ها و پژوهش‌های علمی شایستگی لازم را داشته باشند. وقتی در مورد بررسی‌ها و سنجش‌های علمی صحبت می‌شود، متخصصان باید بدانند که مخاطب مورد نظر چه کسی است؛ ممکن است نیاز باشد که اطلاعات بصورت متفاوتی برای بیماران، کارکنان و یا سایر متخصصان بیان شود.

گزارشات باید بصورت واضح و مختصر ارائه شوند و نیز باید از مناسب بود روش‌های تحلیل و نمایش داده‌های به کار برده شده اطمینان حاصل نمود. مجدد یادآوری می‌شود که داشتن یک تفکر نقادانه خوب ضروری است؛ این نتایج چه چیزی را نشان می‌دهد؟

آیا سوال مطرح شده پاسخ داده شد؟ آیا این گزارش علمی دیگران را در تکرار تحقیقات توانمند می‌سازد؟ آیا پژوهش ما به طور دقیق آنچه انجام شده است توصیف می‌کند؟ آیا به مراجع معتبر و مناسبی ارجاع داده شده است؟ آیا دیگران فرصتی برای مشارکت در کار و نشان دادن بازخورد داشته‌اند؟

مخصصین باید کار خود را همانگونه که اگر مسول بررسی و ارزیابی کار دیگران باشند، بصورت منتقدانه ارزیابی نمایند.

متخصصان توصیه‌های علمی و فنی جهت کسب اطمینان از ایمنی و موثر بودن خدمات دریافتی ارائه می‌کنند. از آن‌ها انتظار می‌رود که در زمینه کسب اطمینان از ارائه خدمات با کیفیت بالا نقشی فعال داشته باشند که این امر شامل حضور آن‌ها در بازررسی‌ها و بررسی‌های مربوط به کنترل کیفی^۱ (QC) می‌باشد (این مسئله در فصل‌های بعدی به تفصیل توضیح داده شده است). از متخصصان انتظار می‌رود که منابع خطر آفرین را مشخص نموده و آن‌ها را با اجرا نمودن ارزیابی‌های مربوط به خطرات کنترل نمایند؛ این خطرات ممکن است شامل

موارد مربوط به پرتو، الکتریسیته، تجهیزات و یا ضایعات بالینی (شامل دیگر موارد) شود. وضع کردن، به کار بردن و ابقا کردن استانداردهای کیفی و همچنین ادامه دار بودن بازرسی‌ها و کارآزمایی‌های موثر ضروری است. توانایی نگه داری مرتب، دقیق و کامل گزارشات نیز ضروری می‌باشد.

۳. عملکرد بالینی

صرف نظر از اینکه متخصصان نقش مواجه با بیمار را دارند یا خیر، توافقاتی در طرح GSP قرار دارد که همه متخصصان بالینی باید به آن‌ها عمل نمایند. این امر شامل آگاهی بخشی به بیماران، سرپرستان آن‌ها و کارکنان از تمام فرایندهای به کارگیری شده در درمان و فرایندهای مربوط به کسب و مستندسازی رضایت آگاهانه بیمار است. همچنین متخصصان مسوولیت دارند تا مطمئن شوند کارکنانی که تحت نظارتشان هستند، التزام آگاهی بخشی را درک می‌کنند. ضروری است که متخصصان و اعضای تیمشان شامل مجریان درمان و کارکنان دفتری بیمارستان، اطلاعات محرمانه و گزارشات بدست آمده طی فرایند درمان را محفوظ نگه دارند.

برای متخصصانی که خدمات ارائه شده آن‌ها در مواجهه مستقیم با بیماران است بسیار حیاتی است که روش‌های درمانی بکارگیری شده آن‌ها مستند محور و بر بترتیب اولویت از بهترین روش درمانی مرتبط با حوزه تخصصی‌شان باشد. در هر جایی که ضرورت درمان وجود دارد، خدمات قابل ارائه باید بر اساس نیازهای بیمار اولویت بندی شوند. نهایتاً بسیار مهم است که متخصصان دانش علمی خود را به روز نگه داشته و مفاهیم بالینی گسترده تری را درک کرده و از عواقب تصمیمات خویش مطلع باشند؛ آن‌ها باید صرفاً در حوزه تخصصی خود که در آن دارای صلاحیت هستند فعالیت کنند. دانش علمی با گذر زمان افزایش می‌یابد و ارائه خدمات با ایجاد ارتباط کاری مناسب بین کارکنان و بیماران به دنبال برگزاری جلسات و دوره‌های آموزشی و بیان شیوه خدمات رسانی در نشست‌های تیمی چند جانبه فراهم می‌شود.

به هنگام انجام ارزیابی‌های بالینی، بسیار حیاتی است که گزارشات به صورت دقیق و واضح جمع آوری شود؛ ممکن است نیاز باشد که نتایج توسط خودتان یا دیگران به هنگام تحلیل و تفسیر نتایج بازنگری شوند.

داده‌های ثبت شده در هر زمانی می‌توانند فراخوان شده و همراه با دیگر یافته‌ها استفاده شوند تا درک بهتری از یک رخداد کامل بالینی و تغییر آن در طول زمان فراهم آورند. علاوه مهم است که گزارشات (داده‌های ثبت شده) واضح و بدور از هرگونه ابهام باشند. هر آنچه ممکن است در زمان انجام آزمایشات آشکار و ثبت آن غیر ضروری بنظر برسد، در ارزیابی‌های بعدی ممکن است حیاتی باشد و به کار بیاید.

۴. پژوهش، توسعه و نوآوری

مشارکت در پژوهش، توسعه و نوآوری بخشی از نقش‌های کلیدی مرتبط با علم مراقبت از سلامت است. این امر ممکن است چندین شکل داشته باشد؛ مانند بازنگری و ارزیابی نقادانه یک سند علمی، برای آگاهی بخشی در مورد کار خودتان و برای کسب اطمینان از اینکه خدمت ارائه شده توسط شما در مرز هدایت شده توسط تجربیات مستند شده قرار دارد. به هنگام ایجاد نمودن پیشرفت‌های خدماتی، ممکن شما به طراحی یک مطالعه پژوهشی برای ارزیابی تاثیر تغییراتی ایجاد شده نیاز داشته باشید تا ارزیابی کنید که درمان هدف گذاری شده، فرایند تشخیصی یا روش تحلیل شما برای بیماران یا جریان کاری NHS (خدمات ملی سلامت) فوایدی را فراهم می‌نماید.

وقتی شواهد نشان می‌دهد که بکارگیری یک روش درمانی جدید ممکن است مفید باشد، ممکن است شما درگیر وارد کردن این روش به حوزه درمان‌های رایج شوید. متخصصان اغلب در قالب بخشی از یک تیم همکاری پژوهشی و با دیگر افراد حرفه‌ای در آن حوزه کار می‌کنند تا جمع آوری و تحلیل داده‌ها برای مطالعات پژوهش را فراهم آورند، مطالعات آزمایشگاهی را انجام دهند و یا داده‌هایی که دیگران جمع آوری کرده اند، تجزیه و تحلیل و مدل سازی نمایند.

۵. رهبری بالینی

همه متخصصان بالینی در بحث مدیریت کارکنان دخیل نیستند اما مهارت‌های موثر در رهبری بالینی را باید در وجود خود به اثبات برسانند. با همه همکاران صرف نظر از موقعیت رتبه‌ای آن‌ها باید بصورت منصفانه و محترمانه رفتار شود و نیز بسیار مهم است که مهارت‌ها و مشارکت هر یک از کارکنانی که در تیم خدماتی شما نقش دارند، شناسایی و مورد قدردانی قرار گیرد. به هنگام کار کردن در محیط بالین، باید مراقب بود که هر بیمار بعنوان یک

شخصیت انسانی مورد توجه باشد و نقش‌ها و مسولیت‌های اعضای مختلف تیم درک شود. تصور کنید که شما بیمار بودید و هیچ یک از کارکنان تیم درمان در محیط درمانگاه خود را به شما معرفی نمی‌کرد یا خدماتی که قرار است ارائه شود را برای شما شرح نمی‌داد؛ قرار دادن خودتان در جایگاه یک بیمار یا کارکنان یک تمرین مناسب برای کمک به ارزیابی نقادانه از خدماتی است که شما برای افراد فراهم می‌نمایید.

رعایت ایمنی کلیدی است؛ همه ما وظیفه داریم مطمئن شویم درمان‌هایی که ارائه می‌کنیم یا محیطی که در آن کار می‌کنیم، برای همه امن است. این امر می‌تواند شامل گزارش کردن کم کاری‌های دیگران باشد که ممکن است بیماران و کارکنان را در معرض خطر و دیگر اتفاقات در محیط قرار دهد. این مسئله ممکن است شامل برقراری ارتباط با سایر افراد متخصص و دپارتمان‌ها (بخش‌هایی از قبیل امور دارایی، پیشگیری از عفونت، پرستاری، داروخانه، بخش فناوری اطلاعات، امور مالی و...) جهت کسب اطمینان از کاهش خطرات باشد. همچنین شما وظیفه دارید که مطمئن شوید نقش شما در شرایطی که نباشید توسط دیگران به درستی پوشش داده می‌شود. تصور نکنید که دیگران وقتی شما محیط را ترک می‌کنید از کار سر باز می‌زنند، داشتن ارتباط مناسب و تحویل کاری درست ضروری است.

حل مسئله، تفکر نقادانه و توانایی اینکه بدانید خدمات شما هم در محیط بیمارستان و هم در حوزه تخصصیتان چگونه در یک شرایط وخیم یا گسترده ارائه خواهد شد (کسب آمادگی برای بحران) نکات کلیدی در بحث رهبری بالینی مناسب می‌باشد. در نهایت یادآور می‌شویم که بعنوان یک متخصص بالینی، شما باید برای دیگر کارکنان یک نقش الگو باشید، بنابراین رعایت اصول GSP به شما کمک خواهد کرد که سازمان و خدمات شما بصورت همیشگی دارای عملکرد مناسب باشد.

۱-۵. توسعه مداوم حرفه‌ای گری و پیشرفت

اینکه متخصصان مراقبت از سلامت در توسعه دانش تخصصی خود پیشتاز باشند، نکته مهمی است تا بدینوسیله اطمینان یابند که مهارت‌ها و دانش آن‌ها به روز باقی می‌ماند. دانش و مهارت متخصصان لازم است که بصورت پیوسته و با اقتباس از اصول توسعه مداوم

حرفه‌ای گری^۱ (CPD) بازنگری و ابقا شود. بعضی از کارکنان در همان جایگاه اولیه خود باقی می‌مانند در حالی که بقیه پیشرفت می‌کنند. وقتی مرتبه شغلی یک متخصص بالینی ارتقا می‌یابد، ممکن است جایگاه خاصی را برای کسب تخصص انتخاب کند و یا اینکه به دنبال کسب مهارت‌های رهبری و مدیریتی باشد تا بتواند بعنوان یک مشاور متخصص مورد پذیرش قرار گیرد. رتبه مشاور متخصص بالینی بودن نیز توسط AHCS و با گذراندن دوره آموزش تخصصی متخصصان (HHST) یا با نشان دادن هم ترازوی سطح تخصصی خود با متخصصان رده بالاتر^۲ (HSS) به فرد اعطا می‌شود.

بسیاری از متخصصان نیز درگیر فرایند آموزش و توسعه دیگر کارکنان هستند. دانشجویان و کارآموزان باید به شیوه صحیح تحت نظارت باشند و نیز مهم است که آن‌ها نیز در ارتباط با طرح GSP بوده و علاوه بر آن در جنبه‌های نظری و عملی نقش خود حرفه‌ای شوند.

۱-۶. ارتباط با سایر متخصصان

تقریباً همه متخصصان بالینی بیمارستان ارتباط کاری نزدیکی با دیگر گروه‌های تخصصی مسئول مراقبت از بیمار دارند. بعضی از متخصصان بیمارستانی در پشت صحنه مشغول فعالیت اند در حالی که دیگران ارتباط بیشتری با بیمار دارند. برخی عمدتاً در حوزه پژوهشی فعالیت دارند و دیگران در هر دو بخش پژوهشی و نقش‌های بالینی فعالیت دارند. متخصصان ارشد و با تجربه مسئول مدیریت خدمات بیمارستانی هستند و ممکن است کار مشاوره‌ای برای خدمات دهندگان بیرونی نیز انجام دهند.

که این امر جهت پشتیبانی از درمانگاه‌های خصوصی، دندان پزشکان و پزشکان برای مرتبط کردن آن‌ها با بهترین روش‌های درمانی و راهنمایی‌های منظم است. دیگر نقش مهم متخصصان بالینی آموزش سایر کارکنان بیمارستانی است. بسیاری از آن‌ها نقش آموزش نظری و تدریس برای دوره‌های کارشناسی و کارشناسی ارشد و نیز انجام مطالعات علمی و پژوهشی را دارند.

بسیاری از خدمات نیازمند فعالیت‌های چند جانبه تیمی برای اعمال روزانه است؛ علاوه بر آن

1. Continuous Professional Development

2. Higher Specialist Scientist Training

متخصصان نیازمند ارتباط کاری نزدیک با دیگر کارکنان بخش مراقبت از سلامت هستند. ارتباط با سایر افراد حرفه‌ای در بین تخصص‌های گوناگون متفاوت است و در فصل‌های مختص آن به تفصیل توضیح داده شده است.

با بیش از ۳۵۰ موقعیت شغلی متفاوتی که در خدمات ملی سلامت (NHS) در دسترس است، نقش‌ها و عناوین شغلی NHS ممکن است در ابتدا گیج کننده باشد. عناوین شغلی اطلاعات مهمی را فراهم می‌آورد که کارکنان را در مشخص کردن محل کار، حوزه کاری و سطح مسوولیت برای اعضا توانمند می‌سازد. رسم صحیح این است که به هر کارمند برای پیشگیری از قصور غیر عمدی، عنوان شغلی مناسب اختصاص داده شود، اگر شما تصادفاً به یک متخصص پرتوشناسی بعنوان یک کارشناس پرتوشناسی اشاره کنید، یا به جای گفتن پزشک جراح، لفظ "آقای" جراح بگویید، خیلی زود اشتباه خود را اصلاح می‌کنید. اگر نسبت به تخصص فرد شک دارید، اتیکت وی را بررسی می‌کنید. مثال گروه‌های شغلی در جدول ۱-۱ خلاصه شده است. لیست کاملی از شغل‌ها در سایت NHS (بخش شغل‌های حوزه سلامت) فراهم شده است.

فناوری‌ها و درمان‌ها بسرعت در حال تغییر اند؛ بنابراین شرکت در همایش‌ها، حفظ ارتباط با همکاران و سازندگان تجهیزات جهت همگام شدن با پیشرفت‌های جدید، مهم است. همچنین بسیاری از متخصصان فیزیکی نیازمند در ارتباط بودن با مهندسين خدماتی خارج از محیط بیمارستان و کارکنان حوزه نگه داری از تجهیزات هستند تا از کارکرد صحیح وسایل اطمینان یابند. برای بعضی از متخصصان بالینی به ویژه آن‌هایی که پایه‌ای در موسسات پژوهشی و حوزه تدریس در بیمارستان‌های دانشگاهی دارند، فرصت‌های مناسبی برای مشغول شدن به پژوهش وجود دارد که افراد را به ارتباط گیری با دیگر بیمارستان‌ها و دانشگاه‌ها تشویق می‌کند. شما نیز ممکن است بعنوان سفیر حوزه تخصصی خود برای آماده به کار شدن جهت انجام فعالیت‌های توسعه دهنده و ارتباط گیری فراخوانده شوید.

این موارد شامل برقراری ارتباط با خیریه‌ها و گروه‌های حمایت از بیماران، برای ایجاد آگاهی نسبت به حوزه فیزیکی پزشکی بعنوان یک دوره آموزشی برای دانش آموزان و دانشجویان مدارس و دانشگاه‌هاست (تصویر ۱-۴).

جدول ۱-۱. کارکنان بیمارستانی: عناوین شخصی و گروه‌های شغلی

پزشکان	تنوع گسترده‌ای از پزشکان متخصص واجد شرایط وجود دارد، شامل متخصصان پرتوشناسی (که در حوزه تصویربرداری پزشکی تخصص دارند) و پزشکان و جراحانی از سایر حوزه‌های تخصصی. برای مثال متخصص تومور شناسی در حوزه درمان سرطان تخصص دارد. بعضی از متخصصان درمانگاهی نیز در درمان اندام‌های خاصی تخصص دارند، مانند قلب (متخصص قلب) یا مغز (متخصص مغز و اعصاب). یک متخصص پذیرش ^۱ (SpR) پزشکی است که آموزش پیشرفته در یک حوزه تخصصی پزشکی را کسب می‌کند.
اتحادیه حرفه‌های سلامت	چهارده نوع اتحادیه حرفه سلامت وجود دارد. مثال‌های رایج آن شامل: کارشناس پرتوشناسی، فیزیوتراپی، تغذیه، شاغلین حوزه همایشات، پیراپزشکی و با متخصص استخوان شناسی
متخصصان مراقبت از سلامت	بیش از ۵۰ نوع تخصص مراقبت از سلامت در زمینه‌هایی از قبیل انفورماتیک پزشکی، علوم زیستی، علوم فیزیکی و مهندسی پزشکی وجود دارد. متخصصانی با زمینه فیزیکی معمولاً در حوزه مقدارسنجی‌های بالینی تخصص دارند؛ فناوری بالینی یا پزشکی در حوزه فیزیک پزشکی، فناوری تصویربرداری یونیزان و غیریونیزان، اداره و مدیریت خطرسنجی ابزار پزشکی، مهندسی پزشکی، پزشکی هسته‌ای، فیزیک پرتو و فیزیک ایمنی پرتویی و یا فیزیک پرتودرمانی از جمله آن هستند.
پرستاران	شامل پرستاران اطفال، بزرگسالان و یا پرستاران مدیریت بحران
حرفه‌های وابسته به پزشکی	نقش‌های جدیدتر از قبیل وابستگی پزشکی و بیهوشی، مدیریت بحران و شاغلین حوزه مراقبت‌های جراحی را شامل می‌شود.
تیم‌های مراقبت از سلامت بزرگتر	خدمات ملی سلامت (NHS) به نقش‌های گوناگون دیگری متکی است از قبیل کارکنان ثبت حوزه سلامت، مسولان خرید، نظافتچیان، کارمندان حمل و نقل و باربری، غربالگران نوزادان، دستیاران مراقبت از سلامت، مسئولان پذیرش، منشیان، کارمندان منابع انسانی و مدیریت مالی. همه این افراد صرف نظر از نقش‌ها باهم کار می‌کنند و نقش مهمی در بهبود حال بیماران و خدمات ملی سلامت دارند.



شکل ۱-۴. فعالیت‌های توسعه دهنده فیزیک پزشکی

۷-۱. کارکردن با ابزار پزشکی

همه متخصصان بالینی ارتباط کاری نزدیکی با ابزارهای پزشکی دارند. متخصصان اغلب به افرادی مجرب و آگاه نسبت به ابزارهای حوزه تخصصی‌شان، توسعه آن‌ها، کاوش برای کشف کاربردهای جدید از آن‌ها و آموزش به سایر کاربران می‌شوند. متخصصان بالینی که در حوزه فیزیک پزشکی کار می‌کنند اغلب ارتباط کاری نزدیکی با مهندسان پزشکی که مسئول مدیریت خرید و کنترل کیفی تجهیزات پزشکی هستند، دارند و علاوه بر آن نقش مهمی در ارزیابی و توسعه تجهیزات پزشکی دارند. اگرچه دانش فنی متخصصان در عملکرد و استفاده از تجهیزات حیاتی است، اما نقش مهندسان پزشکی نیز مهم است.

تجهیزات پزشکی و فناوری سلامت در همه جنبه‌های مراقبت از بیمار دخیل هستند. در سال ۲۰۱۶، تخمین زده شد که خدمات ملی سلامت (NHS) حدود ۵۰۰ میلیون پوند در سال برای تجهیزات اصلی (تجهیزاتی با ارزش هر یک بیش از ۵۰۰۰ پوند) هزینه کرده است. هزینه گردآوری و مدیریت و نگهداری تجهیزات پزشکی که توسط NHS انجام شده است، حدود ۱/۲ میلیارد پوند در سال برآورد شده است. لذا، خبرگی و کاردانی نیاز است تا اطمینان حاصل

شود که خرید و نگهداری از تجهیزات پزشکی سرمایه‌ای با ارزش بوده و برای بیماران مفید است.

در حوزه فیزیک پزشکی، بیشتر فعالیت متخصصان کار کردن با تجهیزاتی است که بعنوان "ابزار پزشکی" دسته بندی می‌شوند. ابزار پزشکی نسبت به سایر فناوری‌های این حوزه، زودتر ابداع شده‌اند. گستره تجهیزات و ابزاری که بعنوان ابزار پزشکی از آن‌ها یاد می‌شود، ممکن است شما را شگفت زده کند. از تجهیزات ساده‌ای همچون عصاهای دستی تا دماسنج‌ها، تجهیزات تصویربرداری، نرم‌افزارها و شتاب‌دهنده‌های خطی. اینکه ابزاری بصورت رسمی در عنوان ابزار پزشکی دسته بندی می‌شود یا خیر، بستگی زیادی به هدف شما از بکارگیری آن دارد.

تعریف ابزار پزشکی

با توجه به آیین نامه شماره ۲۰۱۷/۷۴۵ اتحادیه اروپا یک ابزار پزشکی بدین صورت تعریف می‌شود:

هرگونه وسیله، شی، ابداع، نرم‌افزار، کاشت، معیار، ماده یا دیگر کالاهایی که سازنده آن‌ها را به قصد استفاده تکی یا در ترکیب با دیگر وسایل برای کاربرد روی انسان ابداع نموده است و هدف آن حداقل یکی از موارد ذیل می‌باشد:

- تشخیص، پیشگیری، چکاپ، پیش‌گویی، پیش‌بینی، درمان و یا تسکین بیماری
 - تشخیص، چکاپ، درمان، تسکین یا جبران یک جراحت یا ناتوانی
 - بررسی، جایگزینی یا اصلاح یک بخش آناتومیک و یا یک فرایند و عارضه فیزیولوژیک یا پاتولوژیک
 - فراهم کردن اطلاعات به وسیله آزمایش روی نمونه‌ها برون تنی (in vitro) استخراج شده از بدن انسان شامل؛ اندام، خون، بافت اهدایی و دیگر مواردی که قاعده عملکرد آن‌ها به وسیله داروشناسی، ایمنی شناسی یا سنجش متابولیسم قابل بررسی بر روی بدن یا داخل آن نیست اما با چنین ابزاری عملکرد آن قابل ارزیابی است.
- محصولات ذیل نیز بعنوان ابزار پزشکی فرض می‌شوند:
- ابزاری که برای کنترل یا کمک به شرایط بارداری کاربرد دارند.
 - محصولات خاصی که به هدف پاک‌سازی، عفونت زدایی یا استریل کردن دیگر ابزار تولید می‌شوند

این تعریف، شمار زیادی از انواع محصولات مختلف را شامل می‌شود. اخیراً تعریف ابزار پزشکی بخصوص در حوزه نرم‌افزار توسعه یافته است که بازتاب افزایش کاربرد الگوریتم‌های تشخیص بیماری و قدرت پیش‌بینی نرم‌افزار از وضعیت بیماران است.

در سال‌های اخیر، دپارتمان‌های مهندسی بالینی نقش خود را در حوزه مدیریت و تهیه تجهیزات پزشکی توسعه داده‌اند. آن‌ها مسوولیت اجرا نمودن پروژه‌های بررسی تجهیزات در فناوری‌های پزشکی گسترده‌ای را بر عهده دارند. مراکز درمانی بزرگتر، مهندسی در حوزه پژوهش و نوآوری تجهیزات دارند و از پروژه‌های پژوهشی در توسعه و ارزیابی تجهیزات حمایت موکد به عمل می‌آورند. تیم‌های مهندسی بالینی به مجموعه‌ای از مهارت‌ها و خبرگی نیازمند هستند و بسیار رایج است که بینیم چنین خدماتی توسط متخصصان بالینی دارای صلاحیتی ارائه می‌شود که در حوزه‌هایی نظیر مقدارسنجی بالینی، فناوری پزشکی در فیزیک پزشکی، مدیریت و اداره مخاطرات تجهیزات و یا مهندسی پزشکی تخصص دارند.

کارکنانی که مسول پذیرش تجهیزاتی هستند که گواهی ثبت ندارند، نیاز است که با سازمان‌های مربوطه آشنایی داشته باشند. تجهیزات پزشکی که در اروپا و بریتانیا استفاده می‌شوند باید نشان CE یا UKCA را داشته باشند.

در بریتانیا، تجهیزات پزشکی در حال حاضر توسط سه دستورالعمل ذیل بررسی می‌شوند:

- دستورالعمل 90/385/EEC در خصوص استفاده از تجهیزات قابل کاشت
- دستورالعمل 93/42/EEC در خصوص عموم تجهیزات پزشکی
- دستورالعمل 98/79/EC در خصوص تجهیزات تشخیصی درون تنی (in vitro)

در حال حاضر دو سازمان مهم در حوزه تجهیزات پزشکی در بریتانیا مشغول به فعالیت‌اند. این‌ها دو سازمان مهم و اصلی در حوزه تجهیزات پزشکی (۲۰۱۷/۷۴۵) (از ۲۶ می ۲۰۲۱) و تجهیزات درون تنی (۲۰۱۷/۷۴۶) (از ۲۶ می ۲۰۲۲) هستند. این دستورالعمل‌ها و آیین‌نامه‌ها جهت اطمینان بخشیدن به مشتریان بابت ایمنی و عملکرد صحیح تجهیزات است.

برای موسساتی که پژوهش و نوآوری در زمینه تجهیزات پزشکی را به‌عهده دارند، نیاز است که افرادی را برای کسب آشنایی با خواسته‌های سازمان‌های مربوطه و نحوه پاسخ به آن‌ها

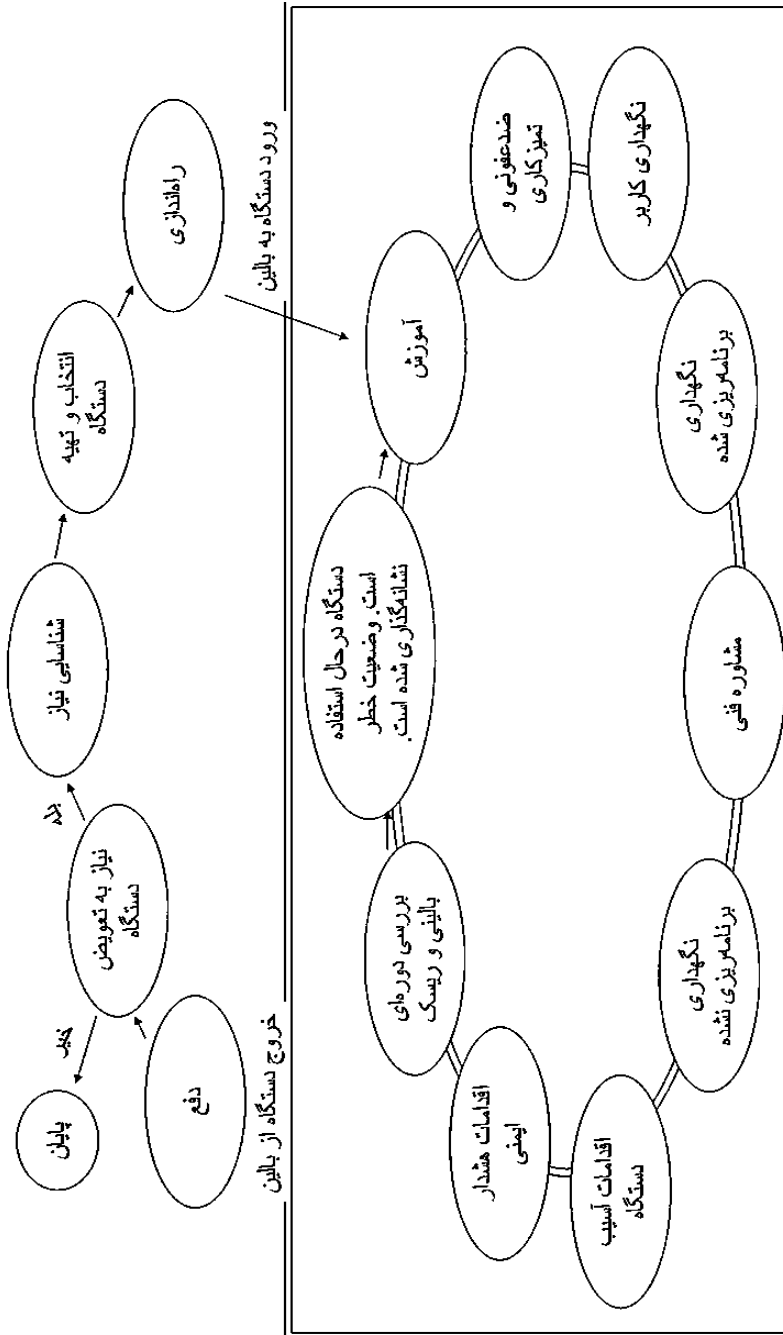
آموزش دهند. متخصصان بالینی و مهندسين به پژوهشگران دانشگاهی و شرکتهای تجاری که به دنبال کارآزمایی تجهیزات هستند، توصیه‌های مشاوره‌ای عرضه می‌کنند. سازندگان تجهیزات نیز امیدوارند اطلاعات بالینی که مدرکی برای کسب نشان CE است را بدست بیاورند.

بعضی اوقات پزشکان و پژوهشگران می‌خواهند از ابزار موجود استفاده‌ای بکنند که برای آن طراحی نشده است یا برای یک بیمار خاص پروتز طبیعی بسازند. ممکن است از مهندسين بالینی خواسته شود که یک طراحی "دست ساز" انجام دهند یا وسیله‌ای را متناسب با خواسته پژوهشگر یا پزشک، اصلاح کنند به نحوی که استانداردهای ایمنی و مصوب رعایت شوند. متخصصانی که در دیپارتمان مهندسی بالینی کار می‌کنند، آموزش، دانش و تجربه لازم را جهت کسب اطمینان از مورد پذیرش بودن کاربرد تجهیزات "بدون نشان" و "دست ساز" از نظر استانداردهای سازمانی، فراهم می‌کنند؛ همچنین پشتیبانی از خدمات جهت کسب اعتبارات مربوطه. در بریتانیا، تجهیزات پزشکی بوسیله سازمان اعتبارسنجی مراقبت از سلامت و پزشکی^۱ (MHRA 2020) ساماندهی می‌شود.

نیاز گسترده دیگر در مهارت انتخاب و مدیریت فناوری‌های مراقبت از سلامت است. در بریتانیا، حجم وسیعی از تجهیزات پزشکی مهم توسط تهیه کنندگان کلی خریداری می‌شود تا بتوانند طی مذاکرات خرید انبوه که با سازندگان تجهیزات دارند، ارزش سرمایه را به نحو بهتری حفظ کنند. چنین نظامی خرید سریع را بدون اینکه بیمارستان متحمل فرایند انتخاب گسترده تجهیزات شود، تسهیل می‌کند. چرخه حیات تجهیزات پزشکی که در هر موسسه وابسته به سلامت محتمل است، در شکل ۱-۵ توصیف شده است. اطلاعات بیشتر در این زمینه می‌تواند در "مدیریت فناوری مراقبت از سلامت" که یک رویکرد نظام‌مند معرفی شده توسط هگارتی و همکاران در سال ۲۰۱۷ است، یافت شود.

۸-۱. محیط کاری و مهارت‌های عمومی

متخصصان بالینی عموماً در گروه‌های کوچک فعالیت می‌کنند تا از تداوم خدمات در حال ارائه اطمینان یابند و بدینوسیله متخصصان فیزیک پزشکی می‌توانند از نحوه آموزش یکدیگر پشتیبانی کنند.



شکل ۱-۵. چرخه عمر تجهیزات پزشکی-دکتر مک کارتی (Hegarty et al. 2017)

با توجه به نوع موسسه، جایگاه تیم فیزیک ممکن است در بخشی از درمانگاه (مانند بخش تومور شناسی) باشد و یا اینکه خدمات خود را (مانند خدمات پزشکی هسته‌ای) در قالب یک دپارتمان فیزیک پزشکی متمرکز ارائه کنند.

در هر صورت متخصصان فیزیک پزشکی خود را در حال فعالیت در محیط‌های درمانگاهی و فضاهای بیمارستانی خواهند یافت. کارکنان حوزه پزشکی هسته‌ای یا حفاظت پرتویی بابت سنجش دوز پرتو در موقعیت‌های بسیار گوناگون حتی نظیر کاوش دوز در مجاری فاضلاب یا بالا رفتن از درخت گیلاس شناخته شده هستند (شکل ۱-۶).



شکل ۱-۶. ادیتور؛ Debbie Peet در حال اندازه‌گیری میزان تشعشع یک انبار بزرگ در شرایط طوفانی

در جایی که خدمات در حال توسعه هستند، ممکن است نیاز باشد که یک متخصص فیزیک پزشکی تا زمان برقراری کامل خدمات در آن جایگاه حضور داشته باشد. متخصصان بالینی انواع متنوع ارتباط با بیماران را دارند و با توجه به نوع موسسه درمانی یا تخصص افراد، وظایف روز مره شان متفاوت است. به انواع مختلف نقش‌ها و میزان ارتباط با بیماران در هر فصل اشاره شده است. متخصصان بالینی در زمینه بکارگیری تکنیک‌های پژوهشی برای حل مشکلات مهارت دارند و باید مشتاق دریافت توصیه از دیگر مراکز جهت ارتقای دانش خود باشند. اگر هیچ داده‌ای در زمینه یک موضوع موجود نباشد، نیاز است که متخصصان

اندازه‌گیری‌ها و محاسبات لازم را انجام دهند، یافته‌های خود را به اشتراک بگذارند و نظریه‌هایشان را منتشر سازند.

متخصصان بالینی کارآموز گستره‌ای از مهارت‌های عملی را فرا می‌گیرند که طی ارزیابی مشاهدات و یا بحث‌های علمی مورد محور یا سایر اشکال مرسوم ارزیابی و بررسی حاصل می‌شود (جدول ۱-۲).

جدول ۱-۲. انواع صلاحیت سنجی‌های عملکردی

مشاهده مستقیم مهارت‌های عملکردی ^۱ (DOPS)	یک ارزیابی عملی که در آن مشاهده گر نحوه انجام تکلیف توسط کارآموز را بررسی می‌کند. هدف سنجش توانایی کارآموزان در کامل به انجام رساندن فعالیتی است که ممکن است بعداً در حرفه‌ی خود بعهده گیرند. مشاهده گر یک گزارش کوتاه در خصوص عملکرد کارآموز می‌نویسد و بصورت راضی بودن یا ناراضی بودن به آن نمره می‌دهد. مهارت‌های عملکردی ممکن است شامل ارزیابی خروجی یک درمان پرتودرمانی (پرتودرمانی)، تصفیه ناخالصی‌های ماده رادیواکتیو یا کامل انجام دادن یک آزمون کنترل کیفی مربوط به فراصوت باشد.
گفت‌وگوی مورد محور ^۲ (CBD)	شامل گفت‌وگو و تبادل نظر بین کارآموزان و مسول ارزیابی در خصوص بخشی از کار یا موردی خاص است که کارآموزان با آن درگیر هستند. هدف بررسی درک کارآموزان از کاری است که بعهده گرفته‌اند.
ارزیابی نهایی هدفمند ^۳ (OSFA)	این ارزیابی در آخرین سال آموزش STP برگزار می‌شود. کارآموزان تکالیف زمان بندی شده متنوعی را برعهده می‌گیرند که شامل تکالیف برنامه‌ریزی شده بالینی، مهارت‌های علمی و مواجهه با بیماران است. ارزیابی‌های OSFA بصورت جداگانه برای سنجش مهارت‌های کلی و نیز متناسب با تخصص انتخاب شده توسط کارآموزان بکار می‌رود. برای کامل نمودن دوره STP ضروری است که فرد هر دو جنبه ارزیابی را با موفقیت بگذارند.
بازخورد چند منبعی ^۴ (MSF)	پرسشنامه‌هایی بدون ذکر نام توسط همکاران برای ارزیابی توانمندی‌های حرفه‌ای کامل می‌شود، مانند مهارت‌های شخصیتی و ارتباط گیری. کارآموزان نیز همان پرسشنامه را برای ارزیابی عملکرد خودشان کامل می‌کنند. بنابراین، این دو نوع پرسشنامه می‌تواند باهم مقایسه شود. بازخورد از عملکرد فرد در فواصل منظمی طی دوره کارآموزی وی دریافت می‌شود.

1. Direct Observation of Practical Skills
2. Case-Based Discussion
3. Objective Structured Final Assessments
4. Multi-Source Feedback

متخصصان بالینی از تمام حوزه‌های تخصصی، در تکنیک‌های نام برده ذیل مهارت کسب می‌نمایند.

۱-۸-۱. مهارت‌های بالینی

مهارت‌های بالینی بستگی به نقش و تخصص افراد دارد اما همیشه شامل مهارت‌های پایه‌ای تجدید حیات (احیا) و مهارت‌های موثر در پیشگیری از عفونت می‌شود که بخصوص از زمان ظهور "کووید" به بعد بسیار مهم شده است. دیگر مهارت‌ها ممکن است شامل تاریخ‌شناسی، استفاده از تکنیک‌های مقدارسنجی واحدهای فیزیولوژیک و تصویربرداری، کاتولا گذاری، تزریقات و تجویز بعضی از داروها باشد. این موارد بستگی دقیقی به نقش برعهده گرفته شده دارد. فرایند نشان دادن صلاحیت در انجام وظایف بالینی در بین موسسات درمانی متنوع است اما معمولاً نیازمند این است که آن وظیفه حدقل چند باری تحت نظارت یک مسئول ارزیابی واجد شرایط انجام شده و با امضای وی تایید شود.

۱-۸-۲. مهارت‌های پژوهشی

مهارت‌های پژوهشی در توانایی مشخص کردن سوالات کلیدی و همچنین طراحی انجام مطالعات جهت رسیدن به پاسخ آن‌هاست. بررسی‌ها ممکن است آمیخته با روش‌های استاندارد پذیرش شده نظیر اجرای یک مطالعه مروری ساختارمند، طراحی یک کارآزمایی بالینی، سنجش آزمایشگاهی، انجام شبیه سازی یا توسعه مدل‌ها باشد. دانش کاربردی متخصصان پزشکی و روش‌های ارزیابی فناوری سلامت، ضروری هستند. برای معرفی متخصصان پزشکی، متون در دسترس زیادی وجود دارد برای مثال؛ می‌توانید به "کیرک وود و استرن" (۲۰۰۳) مراجعه کنید.

تفکر نقادانه خوب در طراحی مطالعات و تفسیر نتایج مهم است. آیا استنتاجات شما بطور کامل پیرو داده‌هاست؟ آیا به میزان کافی به نمونه‌ها و نمونه‌گیری‌ها برای مطمئن شدن از یافته‌ها تان توجه کرده اید؟ آیا فرایند بررسی شما بنیادی و اصولی بود؟ مفهوم یافته‌های شما چیست؟ اگر شما این سوالات را از خودتان نپرسید، دیگران خواهند پرسید.

همچنین بسیار مهم است که بتوانید پژوهش خود را ارائه نموده و شرح دهید؛ چه بصورت

مکتوب در قالب گزارش، مقاله یا پوستر و چه بصورت شفاهی در قالب ارائه در همایش‌ها و یا ارائه برای گروهی از کارکنان. یک نکته ریز در پیشبرد مطالعات پژوهشی و ارزیابی خدمات این است که نتایج را برای خود حفظ نمایید.

۱-۸-۳. بهبود خدمات

بهتر است متخصصان در ارزیابی خدمات دخالت داشته باشند. این امر ممکن است شامل ارزیابی محصولات یا تجهیزات بکاربرده شده در یک هدف درمانی خاص باشد-نیاز به درک آن هدف درمانی، نحوه عملکرد و محدودیت‌های کاربری تجهیزات وجود دارد همانند روش شناسی هایی که توسط کارکنان استفاده می‌شود.

در خدمات ملی سلامت (NHS) همه افراد حرفه‌ای به شرکت کردن در فرایند ارتقای خدمات تشویق می‌شوند. متخصصان بالینی اغلب روی بررسی و مرور فرایندهای درمانی به جهت ارتقای بهره‌وری، ایمنی، کاربرد ابتکارات و نتیجه اقدامات روی وضعیت بیمار وقت می‌گذارند. اولین اقدام برای بهبود کیفیت: یک راهنمایی ساده برای ارتقای خدمات است. مرکز خدمات ملی سلامت بریتانیا در سال ۲۰۱۴ یک روش پنج مرحله‌ای برای ارتقای خدمات را پیشنهاد می‌دهد:

۱. آماده سازی
۲. اقدام
۳. تشخیص
۴. اجرا
۵. ارزیابی

آنچه به طور رایج کاربرد دارد، استفاد متداوم از چرخه "برنامه‌ریزی، اجرا، مطالعه و عمل"^۱ است که تحت عنوان چرخه PDSA شناخته شده است. روش‌های دیگر پذیرفته شده در حوزه فیزیک پزشکی شامل روش لین^۲ و شش سیگما^۳ است که برای کمک به برطرف نمودن تلفات و ارتقای بهره‌وری طراحی شده‌اند. برای کسب اطلاعات بیشتر، لیست کامل ابزار در دسترس را در وبسایت خدمات ملی سلامت بریتانیا (NHS England 2020b) مشاهده کنید.

1. Plan, Do, Study and Act
2. Lean
3. Six Sigma

یک چالش اصلی که باقی می‌ماند در مشخص کردن اینست که آیا تغییر در خدمات موثر بوده است. اغلب، یک تغییر ممکن است تأثیرات سهوی روی دیگر فاکتورها بگذارد و باعث ایجاد مشکلات پیش‌بینی نشده شود. ارزیابی اثرات حاصل از ایجاد هرگونه تغییر به وسیله بازبینی و چک کردن آن امری مهم است.

۱-۸-۴. سیستم‌های مدیریت کیفیت

سیستم‌های مدیریت کیفیت^۱ (QMS) در بسیاری از حوزه‌های مراقبت از سلامت مهم هستند. آن‌ها فرایندها و مراحل را شکل می‌دهند که هدفشان کسب اطمینان از انجام همیشگی بهترین عملکرد ممکن در خدمات ملی سلامت (NHS) است. QMS همچنین در اغلب موارد برای ترتیب دادن به فرایندها با توجه به جهت‌گیری استراتژیک یک دپارتمان یا سازمان استفاده می‌شود.

ساختاری که در بریتانیا مسول اعتبار بخشیدن به سازمان‌ها و خدمات است، "خدمات اعتبار بخشی بریتانیا" (UKAS 2020) می‌باشد.

۱-۸-۵. بازرسی و ارزیابی خدمات/محصولات

بسیاری از متخصصان مشغول به عهده داری از بازرسی‌ها می‌شوند. بازرسی‌ها می‌توانند اشکال مختلفی داشته باشند که شامل چک کردن صلاحیت کارکنان بر طبق قوانین و به صورت منظم، ارزیابی محصولات و خدمات، بازرسی تجهیزات، مشاهده تأثیر تغییرات در خدمات و فرایندهای جدید می‌باشد. بازرسی‌های بالینی که شامل درمان بیمار می‌شود، بطور معمول توسط پزشکان انجام می‌شود، اما متخصصان نیز ممکن است در این فرایند دخیل باشند. بازرسی‌ها می‌توانند برای کسب اعتبار بخشی QMS و نیز بررسی اینکه اقدامات انجام شده در هر بخش موثر بوده است یا نه، ابزاری کارآمد باشند.

۱-۸-۶. ارزیابی خطر

مخاطراتی که در حیطه شغلی متخصصان بالینی رخ می‌دهد ممکن است اثرات جدی روی سلامتی و خوب بودن کارکنان و بیماران داشته باشد. به مدیریت سلامت و ایمنی در کار بطور

منظم توجه می‌شود تا کارفرمایان ارزیابی خطرات را به گونه مناسب و کامل برای تمامی فعالیت‌های کاری لازم بدانند. برای مثال مخاطرات و عواقب قرار گرفتن در معرض تابش پرتو یا نزدیک کردن اشیای فلزی (دارای خاصیت مغناطیسی) به دستگاه MRI باید تا حد ممکن مورد توجه قرار گرفته و مانع از وقوع آن شد. متخصصان بالینی اغلب در بعهده گرفتن محاسبات و مشورت دادن به مدیران دخیل اند تا آن‌ها را در کامل به انجام رساندن فرایند ارزیابی مخاطرات توانمند سازند. آن‌ها ممکن است الگوها و نرم‌افزارهایی نظیر صفحه گسترده^۱ را جهت ارزیابی خطرات در فضاهای درمانگاهی بکاربرند. پنج اقدامی که برای ارزیابی خطرات توسط "کمیته اجرایی سلامت و ایمنی"^۲ (HSE 1998) نوشته شده است، موارد ذیل را پیشنهاد می‌کند:

- همه مخاطرات ممکن باید مشخص شوند.
- به کسانی که ممکن است در اثر این مخاطرات آسیب دیده باشند باید توجه شود.
- نیاز است که خطرات ارزیابی شوند و گاهی اوقات این امر به محاسبه عددی نیاز دارد که معمولاً باید توسط متخصص آن انجام شود.
- مقدار سنجی کاهش خطرات باید اجرا شده و مشخص شود.
- یافته‌ها باید ثبت شوند و کل ارزیابی باید بطور منظم بازرسی شود.

مخاطراتی که با آن‌ها در محیط بیمارستان مواجه هستیم شامل پرتو، موارد شیمیایی و میدان‌های مغناطیسی قوی هستند. افرادی که ممکن است آسیب ببینند شامل بیماران، کارکنان سلامت، تمامی گروه‌های کارکنان و اعضای عمومی می‌باشند. ارزیابی خطر معمولاً شامل معین کردن احتمال آسیب زننده بودن یک خطر است. در حوزه سلامت، آسیب می‌تواند فیزیکی، روانی یا سازمانی باشد؛ شامل آسیب‌های کوچک که نیازمند کمک‌های اولیه هستند تا خطرات بزرگی نظیر سرطان یا مرگ. آسیب‌های سازمانی ممکن است شامل از بین رفتن اعتبار و یا اعتماد عمومی، قطع شدن و خاتمه یافت خدمات دهی بیمارستان و یا ورشکستگی‌های مالی باشد.

فرایند ارزیابی خطرات اغلب به مدد محاسبه "فاکتور خطر" که از یک "فاکتور اثر" (برای مثال از ۱ تا ۵) استخراج می‌شود، محاسبه می‌شود. این فاکتور متناسب با ظرفیت آسیب

زندگی است که در "فاکتور احتمال" ضرب می‌شود و احتمال رخ دادن خطر را توصیف می‌نماید. فاکتور احتمال می‌تواند شانس خیلی کمی از رخ دادن خطر را نشان دهد (نمره ۱) و یا اتفاقاتی را توصیف کند که وقوع آن‌ها تقریباً قطعی است (نمره ۵). سپس یک نمره خطر سنجی بین عدد ۱ تا ۲۵ بدست می‌آید که نشان می‌دهد آیا اقدامی برای کاهش خطر و تکرار بازنگری‌ها مورد نیاز است یا نه و یا اینکه مقابله با خطرات با چه سرعتی نیاز به تشدید شدن در سازمان دارد. بعنوان بخشی از فرایند ارزیابی خطرات، مقدار سنجی‌ها اغلب برای کاهش میزان خطر انجام شده و مقادیر مشخص می‌شوند.

۱-۸-۷. برنامه‌های تضمین کیفیت^۱ و آزمون‌های کنترل کیفیت

بسیاری از متخصصان در پیشبرد برنامه‌های QA در ترکیب با فرایندهای تضمین کننده QC نقش دارند. در حوزه تجهیزات پزشکی، روش‌های QA نیاز است که بطور فراگیری کل چرخه حیات تجهیزات را پوشش دهد، از ارزیابی تهیه و تولید گرفته تا آزمایش پذیرش محصول، راه‌اندازی، آزمایش عملکرد اصلی، بررسی‌های منظم QC و نهایتاً در دسترس قرار دادن تجهیزات. متخصصان ممکن است در طراحی یک برنامه QA دخیل باشند و نیز بطور کامل یا نسبی در QC هم عهده دار مسولیت باشند. مدیریت تجهیزات یک حوزه تخصصی کامل است و اغلب توسط تیم‌های مهندسی بالینی رهبری می‌شود. مثال‌های ویژه‌ای در خصوص بخش‌های مختلف برنامه QA و بررسی‌های QC در فصل‌های مرتبط با آن‌ها آورده شده است.

۱-۹. کار با تصاویر پزشکی

تصاویر پزشکی ممکن است به روش‌های مختلف بدست آیند اما همگی آن‌ها به طور معمول با فورمت تصاویر دیجیتال و تبادلات در پزشکی^۲ (DICOM) ذخیره می‌شوند (ISO 2017). اغلب مراکز درمانی از آرشیو تصاویر و سامانه تبادلات^۳ (PACS) استفاده می‌کنند که اجازه می‌دهد تصاویر در همه بخش‌های بیمارستان قابل رویت باشد. فارغ از اینکه یک متخصص در حوزه تصویربرداری تشخیصی (MRI، فراصوت مانند سونوگرافی یا تصویربرداری با پرتوهای ایکس) کار می‌کند و یا در پرتودرمانی، اکثر متخصصان با داده‌های مرتبط در تصاویر پزشکی سروکار دارند.

1. Quality assurance

2. Digital Imaging and Communications in Medicine

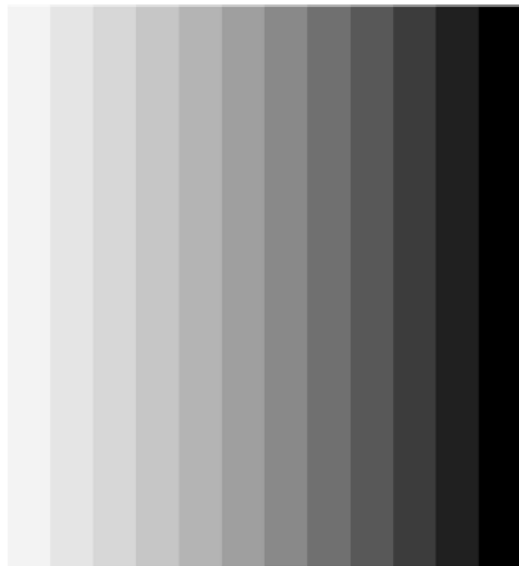
3. Picture Archiving and Communication System

۱-۹-۱. ویژگی‌های تصاویر

بخش بزرگی از نقش بسیاری از متخصصان بالینی، ارزیابی کیفیت تصاویر است. بعلاوه درک بعضی از مفاهیم اساسی مرتبط با کیفیت تصاویر پزشکی نظیر قدرت تفکیک فضایی، کنتراست و نسبت سیگنال به نویز^۱ (SNR) بسیار مهم است. کیفیت تصویر بطور مشابه و به ترتیب با بدست آوردن تصاویر اشیای آزمایشی و فانتوم‌ها و نیز آنالیز ویژگی‌های تصاویر با استفاده از نرم‌افزارهای تخصصی مشخص می‌شود. ویژگی‌های مرتبط با تصویر به طور مختصر در موارد ذیل آورده شده است:

۱-۹-۱-۱. کنتراست و مقیاس خاکستری

اکثر تصاویر پزشکی (نه همه آن‌ها) بصورت یک تصویر در مقیاس خاکستری در محدوده سفید تا سیاه نمایش داده می‌شوند. بسیار مهم است زمینه تجهیزاتی که برای نمایش تصاویر پزشکی استفاده می‌شوند، محدوده‌های مقیاس خاکستری را بطور کامل نشان دهد. این امر می‌تواند به وسیله یک کارت آزمایش نظیر آنچه در شکل ۷-۱ نشان داده شده است، آزمایش شود.



شکل ۷-۱. مقیاس خاکستری

1. Signal to noise ratio

علاوه بر این هر تصویر یک وضوح خاص دارد که مربوط به تعداد پیکسل‌های آن و یا تعداد وکسل‌ها (در شرایطی که پایگاه داده سه بعدی باشد) می‌شود.

۱-۹-۲. سیگنال به نویز

در یک سیستم تصویر برداری بی نقص، تصویر گرفته شده از شیء دقیقاً همان شیء را نمایان می‌سازد. متأسفانه سیستم‌های تصویربرداری پزشکی که در واقعیت استفاده می‌شوند همیشه نقص دارند و درجات متعددی از بی دقتی یا "نویز" را نمایش می‌دهند. برای مثال تصویر گرفته شده با پرتوهای ایکس از یک شیء آزمایشی یکپارچه مانند یک صفحه فلزی با ضخامت ثابت، یک تصویر یکدست را تولید نمی‌کند. مثالی از نویز را در شکل ۱-۸ می‌توان مشاهده کرد. عددی که SNR نامیده می‌شود اغلب با کمی سازی مقدار نویز در یک تصویر محاسبه می‌شود.



شکل ۱-۸. نمونه‌ای از نویز در یک تصویر

مقدار نویز در اکثر مدل‌های تصویری می‌تواند توسط قراردادن یک ناحیه دلخواه^۱ (ROI) روی تصویر و اندازه‌گیری انحراف معیار هر پیکسل از ROI، کمی سازی شود. اگر تصویر نویز زیادی داشته باشد، ممکن است بخش‌هایی از تصویر که کنتراست کمی دارند، به سختی دیده شوند. در تصویربرداری پرتوهای ایکس، ایجاد توازن بین کاهش نویز تصویر و تابش اشعه

1. Region of interest

یونیزان، بسیار مهم است. در MRI دستیابی به توافقی بین "سیگنال به نویز" و زمان اسکن ضروری است.

۱-۹-۳. قدرت تفکیک کنتراست

نویز می‌تواند روی وضوح تصویر اثر بگذارد و دیدن تصاویری که دارای بخش‌هایی با کنتراست متنوع هستند را سخت کند. کنتراست تفاوت در تظاهر (یا سیگنال) بین یک شیء موجود در تصویر با محیط اطراف آن است.

مقدار تفاوتی در کنتراست که می‌تواند توسط چشم انسان شناسایی شود، بوسیله تصویربرداری از اشیای آزمایشی که کنتراست شناخته شده‌ای ایجاد می‌کنند، ارزیابی می‌شود. حداقل کنتراستی که بتوان تصویر شیء را از زمینه آن تمییز داد، بعنوان قدرت تفکیک فضایی کاربرد دارد.

۱-۹-۴. قدرت تفکیک فضایی

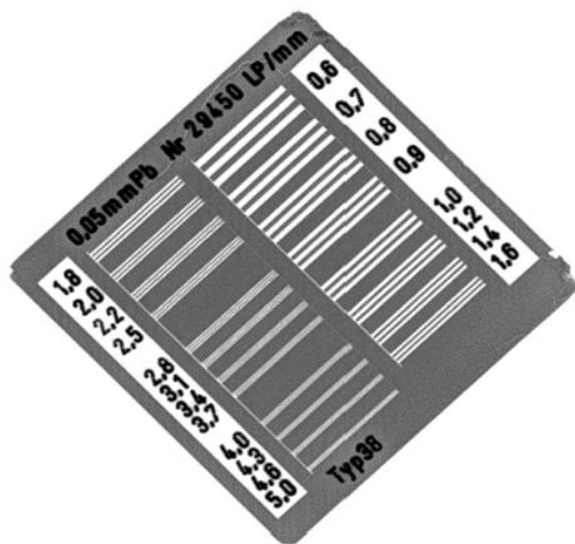
جزئیات ریز، مانند طبقه بندی بافت‌های پستان یا دیدن امبولی کوچک در ریه، نیازمند سیستم تصویربرداری با قدرت تفکیک فضایی بسیار بالاست. با تنظیم سیستم به سمت حالت محوشدگی، بوسیله تصویربرداری از یک شیء نقطه مانند، مثل یک دکمه ریز یا یک سیم ظریف و اندازه‌گیری مقدار محوشدگی تصویر نسبت به واقعیت، می‌توان به حالتی رسید که به آن تابع نقطه، تابع خط و یا تابع پخش شدگی^۱ می‌گویند. با تصویربرداری از یک جفت نقطه یا یک جفت خط (دو خط موازی) با فاصله‌های مختلف از هم، کمترین فاصله بین دو خط که می‌توان آن‌ها را بصورت جدا از هم تمییز داد، اندازه‌گیری می‌شود. این فاصله، قدرت تفکیک فضایی^۲ را تعریف می‌کند.

با توجه به نوع تصویربرداری، قدرت تفکیک فضایی در جهت‌های مختلف تصویر ممکن است متفاوت باشد که با توجه به ویژگی‌های هندسی تصویر، نیاز به اندازه‌گیری‌های جداگانه وضوح (قدرت تفکیک) در جهت‌های آگزیال (عرضی) و لترال (طرفی) می‌باشد.

روش دیگر اندازه‌گیری قدرت تفکیک فضایی مرتبط با فناوری بکار برده شده در دکتور جهت

1. Spread function
2. Spatial resolution

تعیین تابع انتقال مدولاسیون (MTF) می‌باشد. MTF بیانگر ظرفیت دتکتور برای تبدیل نمودن نوسانات موجود در کنتراست با "بسامد فضایی" مشخص به سطوح شدتی در تصویر است (شکل ۹-۱). برای کسب اطلاعات بیشتر در خصوص ارزیابی ویژگی‌های تصاویر پزشکی، به وبسایت "فیزیک تصویربرداری پزشکی" (flower 2012) و یا "فیزیک رادیولوژی تشخیصی" (دنی و هیتون ۲۰۱۲) مراجعه کنید.



شکل ۹-۱. نمونه‌ای از صفحه آزمایش قدرت تفکیک خطی که خطوطی موازی با بسامد و تکرارهای مختلف را نشان می‌دهد؛ و از آن برای تعیین وضوح تصویر بر اساس تابع انتقال مدولاسیون^۱ (MTF) استفاده می‌شود.

۱-۱۰. تخصص‌های دیگر فیزیک پزشکی

متخصصان بالینی که در حوزه فیزیک پزشکی تخصص دارند، به طور معمول در یک یا چند مورد از زیر تخصص‌های ذیل مشغول بکار هستند؛ MRI، فراصوت، تصویربرداری با پرتوهای ایکس تشخیصی، پزشکی هسته‌ای، پرتودرمانی سرطان و حفاظت پرتویی. دپارتمان‌های فیزیک پزشکی در بیمارستان، کارکنانی نیز برای مسوولیت‌هایی نظیر مهندس پزشکی، کارشناسان فنی و کارکنان بخش مدیریت. در بین نقش‌های مذکور، اغلب پیوندهای گسترده‌ای وجود دارد اما تمرکز این کتاب روی زیر تخصص‌های لیست شده توسط طرح آموزشی STP در NHS می‌باشد.

1. Modulation transfer function

۱-۱۰-۱. بخش ۱: تصویربرداری غیریونیزان (MRI و سونوگرافی)

در هر سال، میلیون‌ها تصویر پزشکی در تشخیص یا درمان بیماری‌ها کمک می‌کنند. متخصصانی که در تصویربرداری با استفاده از پرتوهای غیریونیزان تخصص دارند معمولاً افرادی خبیره در فیزیک فراصوت (فصل ۲) یا MRI (فصل ۳) هستند. کارکنان مسئول بررسی‌های منظم ایمنی و کنترل کیفی تجهیزات تصویربرداری با استفاده از ابزارهای اختصاصی هستند.

۱-۱۰-۲. بخش ۲: اشعه یونیزان، پرتوهای ایکس تشخیصی، پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی

متخصصان بالینی که با پرتوهای یونیزان کار می‌کنند، اغلب افرادی خبیره در حوزه فیزیک مربوط به تصویربرداری با پرتوهای ایکس تشخیصی (فصل ۴)، استفاده از مواد رادیواکتیو برای تصویربرداری و درمان (فصل ۵) یا پرتودرمانی (فصل ۶). یکی از نقش‌های اصلی متخصصانی که با پرتوهای ایکس کار می‌کنند، بررسی تجهیزات تصویربرداری از نظر تولید تصاویر با کیفیت مناسب همراه با کمترین میزان تابش اشعه برای تشخیص‌های بالینی است. برای کسب اطلاعات بیشتر به فصل ۴ مراجعه نمایید.

در پزشکی هسته‌ای متخصصان در کار کردن با موارد رادیواکتیو خبیره اند. آن‌ها معمولاً از پوشش‌های سربی برای حفاظت در برابر تجهیزات و خدمات استفاده می‌کنند و نیز برخی اوقات در آماده سازی، کنترل و تجویز داروهای پرتویی نیز مشارکت دارند. از متخصصان این حوزه برای انجام محاسبات و شبیه سازی‌های مربوط به کاهش فعالیت پرتویی مواد رادیواکتیو نیز استفاده می‌شود. تصویربرداری پزشکی هسته‌ای برخی اوقات تصویربرداری مولکولی نیز نامیده می‌شود زیرا این روش علامت زدن مولکول‌ها برای مشاهده تغییرات عملکردی آن‌ها را ممکن می‌سازد. CT نشر تک فوتون^۱ (SPECT) و تصویربرداری مقطعی با نشر پوزیترون^۲ (PET) از تکنیک‌های پزشکی هسته‌ای هستند که اطلاعات مربوط به عملکرد و متابولیسم را فراهم می‌آورند (فصل ۵).

در بعضی از مراکز، کارکنان پزشکی هسته نه تنها در تصویربرداری بلکه در اجرای درمان با

1. Single-photon emission CT
2. Positron emission tomography

موارد رادیواکتیو نیز نقش دارند که نمونه آن ید ۱۳۱ برای جداسازی تیروئید و سایر هسته‌های پرتوزای بدیع برای دیگر تومورهاست. این امر بعنوان پرتودرمانی مولکولی شناخته می‌شود.

۱-۱۰-۳. پرتودرمانی

حرفه متخصصان سلامت در دپارتمان‌های پرتودرمانی بیمارستان پایه گذاری شده است. پرتودرمانی شامل استفاده از دسته پرتوهای با انرژی بالا برای تخریب تومورهای سرطانی موجود در بدن است. هدف این درمان، کوچک کردن و یا از بین بردن تومور در بین بافت و اندام‌های محیطی است. پرتوهای ایکس در محدوده انرژی مگا الکترون ولت با استفاده از وسیله‌ای بنام شتاب‌دهنده خطی تولید می‌شود. متخصصان فیزیک پزشکی طرح درمان را بر پایه تصاویر بدست آمده از بیمار در CT scan و گاهی اوقات نیز MRI، برنامه‌ریزی می‌کنند تا درمانی که باید روی بیمار اعمال شود به این طریق برنامه‌ریزی و بهینه‌سازی شود.

بعضی از متخصصان فیزیک پزشکی در پرتودرمانی از منابع پرتوزا کاشته شده در تومور برای درمان استفاده می‌کنند که تحت عنوان براکی‌تراپی شناخته می‌شود. جزئیات بیشتر در خصوص نقش متخصصان بالینی در پرتودرمانی در فصل ۶ آورده شده است.

۱-۱۰-۴. ایمنی پرتویی

کارکنان حفاظت پرتویی افرادی خبره در تعیین اصول راهنمای تابش اشعه هستند و در پشت صحنه فعالیت می‌کنند تا اطمینان یابند که کارمندان، بیماران و عموم افراد در معرض تابش‌های پرتوزا و غیر ضروری قرار نگرفته اند. بعضی از کارکنان حفاظت پرتویی در زمینه حفاظت در برابر تابش‌های غیریونیزان به شکل نور، صوت یا گرمای حاصل از امواج فرابنفش (UV)، لیزرها، تجهیزات سونوگرافی و MRI تخصص دارند. چنین نقش‌هایی اغلب با نقش افراد خبره‌ای که در حوزه تصویربرداری غیریونیزان کار می‌کنند، ترکیب شده است. بعضی از کارکنان حفاظت پرتویی، متخصص حفاظت در برابر پرتوهای حاصل از منابع پرتوزایی هستند که بصورت کاشته شده یا غیر کاشته شده در پرتودرمانی و پزشکی هسته‌ای استفاده می‌شوند. در بعضی از مراکز درمانی، حفاظت پرتویی در برابر خدمات ارائه شده، بطور کامل توسط کارکنانی که در همان بخش کار می‌کنند، پوشش داده می‌شود. بعضی دیگر از مراکز ترجیح می‌دهد که خدمات حفاظت پرتویی را بصورت متمرکز و اختصاصی پیش ببرند. برای کسب اطلاعات بیشتر در زمینه حفاظت پرتویی به فصل ۷ مراجعه کنید.

۱-۱۱. خلاصه

دپارتمان‌های فیزیک پزشکی بزرگ معمولاً متخصصان بالینی را با گستره‌ای از تخصص‌ها استخدام می‌کنند اگرچه سطح آموزش بین موسسات مختلف متنوع است. همانگونه که در فصل‌های بعدی گفته شده است، متخصصان بالینی از نظر علمی نیاز جدی به منعطف بودن دارند و باید بتوانند از مرزهای دانش قدیم عبور کنند. برای مثال ترکیب پرتودرمانی با CT اسکن و MRI برای بهبود تنظیم اشعه روی تومور که هدف درمان است و یا ترکیب تصویربرداری پزشکی هسته‌ای نظیر PET و SPECT با تصاویر بدست آمده از CT اسکن جهت مشخص کردن نواحی تحت تابش و نیز نمایش عملکرد بافت در کنار آناتومی آن.

این کتاب تصمیم دارد مثال‌هایی از نقش مهم متخصصان (فیزیک پزشکی) در بیمارستان‌ها همراه با اشاره‌ای به انواع تخصص‌های آن‌ها را ارائه کند تا خواننده بتواند درک بهتری از نقش متخصصان فیزیک پزشکی در هر جایگاه درمانی کسب نماید. هدف جایگزینی این کتاب با متون قدیمی و آموزش آکادمیک فیزیک پزشکی نیست بلکه هدف برقراری پل ارتباطی بین درک مفاهیم فیزیک پزشکی و مهارت‌ها و دانش عملی لازم برای کاربرد در محیط بالینی است. این اطلاعات برای کسانی که بخواهد وارد یک دوره شغلی در زمینه فیزیک پزشکی شوند و نیز متخصصان کارآموز یا کارکنان بیمارستانی که قصد دارند وارد این تخصص شوند و نقشی را در آن بعهده گیرند، مفید خواهد بود.

منابع

- AHCS (2012). "Good Scientific Practice, Version 1". Online Available from <https://www.ahcs.ac.uk/2012/12/12/good-scientific-practice/> [accessed 21 August 2020].
- AHCS (2020). "Academy for Healthcare Sciences". Online Available from <https://www.ahcs.ac.uk/> [accessed 21 August 2020].
- Dendy PP and Heaton B (2012). *Physics for Diagnostic Radiology*, 3rd edition. CRC Press, London.
- EU (1990). "Council Directive 90/385/EEC Relating to Active Implantable Medical Devices". Online Available from <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:31990L0385&qid=1600252363319&from=EN> [accessed 16 September 2020].
- EU (1993). "Council Directive 93/42/EEC Concerning Medical Devices". Online Available from <https://eurlex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:31993L0042&qid=1600252703394&from=EN> [accessed 16 September 2020].

- EU (1998). "Council Directive 98/79/EEC on In Vitro Diagnostic Medical Devices". Online Available from <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:31998L0079&qid=1600252838467&from=EN> [accessed 16 September 2020].
- EU (2017a). "EU Regulation 2017/745 on Medical Devices". Online Available from <https://eurlex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/PDF/?uri=CELEX:32017R0745> [accessed 6 August 2020].
- EU (2017b). "EU Regulation 2017/746 on In Vitro Medical Devices (2017)". Online Available from <https://eur-lex.europa.eu/eli/reg/2017/746/oj> [accessed 6 August 2020].
- Flower (2012). *M. A. Webb's Physics of Medical Imaging*. CRC Press, London.
- Gasinska A. (2016). "The Contribution of Women to Radiobiology: Marie Curie and beyond". *Rep Pract Oncol Radiother* **21**(3): 250–258.
- HCPC (2020a). "The Standards of Proficiency for Clinical Scientists". Online Available from <http://www.hpc-uk.org/standards/standards-of-proficiency/clinical-scientists/> [accessed 9 September 2020].
- HCPC (2020b). "Standards of Conduct, Performance and Ethics". Online Available from <https://www.hpcuk.org/standards/standards-of-conduct-performance-and-ethics/> [accessed 9 September 2020].
- Hegarty F, Ammore J, Blackett P, McCarthy J and Scott R (2017). *Healthcare Technology Management: A Systematic Approach*. CRC Press, London.
- HSE Health and Safety Executive (1998). *Five Steps to Risk Assessment*. Leaflet INDG163(rev1). HSE Books.
- ISO (2017). "Health Informatics - Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) Including Workflow and Data Management". International Standards Organisation ISO/IEC 12052:2017. Online Available from <https://www.iso.org/standard/72941.html> [accessed 4 September 2020].
- Kirkwood B and Sterne J (2003). *Essential Medical Statistics*. Blackwell Publishing, UK.
- MHRA (2020). "Medical Devices Regulation and Safety". Online Available from <https://www.gov.uk/topic/medicines-medical-devices-blood/medical-devices-regulation-safety> [accessed 9 September 2020].
- NHS (2020). "350 Careers. One NHS. Your Future". Online Available from <https://www.healthcareers.nhs.uk/> [accessed 9 September 2020].
- NHS England (2014). "First Steps towards Quality Improvement: A Simple Guide to Improving Services". Online Available from https://www.england.nhs.uk/improvement-hub/wp-content/uploads/sites/44/2011/06/service_improvement_guide_2014.pdf [accessed 21 July 2020].
- NHS England (2020a). "What Is a Clinical Scientist". Online Available from <https://www.england.nhs.uk/healthcare-science/what/> [accessed 9 September 2020].
- NHS England (2020b). "Quality Service Improvement and Redesign (QSIR) Tools". Online Available from <https://improvement.nhs.uk/resources/quality-service-improvement-and-redesign-qsir-tools/> [accessed 21 July 2020].

NSHCS (2020). "Careers in Healthcare Science". <https://nshcs.hee.nhs.uk/careers-in-healthcare-science/> [accessed 21 July 2020].

UKAS (2020). "Management Systems Certification". Online Available from <https://www.ukas.com/sectors/management-systems-certification/> [accessed 21 July 2020]

◆ قسمت اول ◆

تصویربرداری غیریونیزان

خدمات ملی سلامت (NHS) در هر سال میلیون‌ها تصویربرداری پزشکی از طریق رادیوگرافی معمول با پرتوهای ایکس، پیگیری وضعیت بیمار با سونوگرافی، مقطع نگاری عرضی توسط پرتوهای ایکس (سی تی اسکن) و تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) انجام می‌دهد. بخش اول این کتاب تصویربرداری با پرتوهای غیریونیزان را پوشش می‌دهد (شامل MRI و فراصوت). تصویربرداری با پرتوهای یونیزان که از پرتوهای ایکس استفاده می‌کنند و نیز تکنیک‌های تصویربرداری مولکولی مربوط به پزشکی هسته‌ای، در بخش ۲ آمده اند.

سونوگرافی و MRI به ترتیب دومین و چهارمین روش تصویربرداری رایج در بریتانیا هستند. در نوامبر ۲۰۱۹ در بریتانیا، از بین ۳/۶ میلیون تصویر گرفته شده، ۸۶۰۰۰۰ مربوط به تصاویر گرفته شده با فراصوت و ۳۱۰۰۰۰ مورد نیز MRI بوده است.

هر دو روش تصویربرداری فراصوت و MRI در بریتانیا پش‌تاز هستند، اما با توجه به نمایه‌های ایمن و الگوبرداری شده‌ای که دارند، در مقایسه با کار با پرتوهای ایکس، فیزیک پزشکان کمتری جهت حفاظت در این بخش‌ها نیاز است. علاوه بر آن نقش فیزیک پزشکان متخصص

در حوزه تصویربرداری غیریونیزان، تمایل به تمرکز بر پژوهش و آموزش به عنوان فعالیتی جانبی برای پشتیبانی از بیمارستان دارد. با توجه به اینکه اصول فیزیک MRI و فراصوت بسیار متفاوت از یکدیگر است، فیزیک پزشکان حوزه غیر یونساز تمایل به مطالعه جزئی نگرانه و همزمان هر دو با هم ندارند.

فیزیک پزشکان حوزه MRI اغلب، پیش از اتمام دوره دکتری استخدام می شوند و سپس برای درخواست پذیرش بعنوان متخصص بالینی با نشان دادن هم تراز علمی، فراخوان می شوند. بیمارستان های بزرگتر اغلب یک تیم؛ شامل فیزیک پزشکان حوزه غیر یونساز جهت کنترل کیفیت و بررسی های ایمنی تجهیزات تصویربرداری استخدام می کنند. اگرچه سفارش ارائه چنین خدماتی از طرف بیمارستان ها به شرکت های بیرونی که متصدی این امور هستند نیز امری رایج است.

ردپای کمرنگ فیزیک پزشکان در چنین اموری بدلیل کمبود الزامات قانون گذاری است، اما این امر همچنین باز خوردی از دو مسئله دیگر است که اولی تمایل به توسعه و آزمایش فناوری های پزشکی توسط شرکت های سازنده است به جای اینکه این امور توسط کارکنان بیمارستانی انجام شود و مسئله دوم ابقای تجهیزات با توافق برای ارائه خدمات از طرف شرکت های خارج بیمارستان است.

پیشرفت‌های فناوریانه در حوزه MRI برای کاربرد در پزشکی از دهه ۱۹۷۰ شروع شد. Raymond Damadian (رایموند دامادیان) از دانشگاه ایالت نیویورک، پاول لاتربور در دانشگاه ایلینویس و پیتز منزفیلد از دانشگاه نوتینگهام بطور جداگانه نشان دادند که تصویربرداری می‌تواند از بدست آوردن سیگنال‌های حاصل از پدیده رزونانس مغناطیس هسته‌ای^۱ (NMR) توسط اعمال گرادیان‌های مغناطیسی (Rinck 2018) انجام شود.

MRI شامل استفاده از فرکانس رادیویی^۲ (RF) است که بخشی از طیف امواج الکترومغناطیسی است. توانایی تولید محدوده وسیعی از انواع مختلف کنتراست‌های تصویری وجود دارد که حاصل تفاوت در ویژگی‌های شیمیایی و بیوفیزیکی است و MRI را برای کاربردهای پژوهشی و بالینی در بررسی تغییر شکل و عملکرد بافت‌های بدن بطور ویژه‌ای توانمند می‌سازد. برای مثال سکانس‌های MRI می‌تواند برای بررسی ساختار آناتومیک، جریان

1. Nuclear magnetic resonance
2. Radio-frequency

خون در عروق، پرفیوژن و دیفیوژن در یک اسکن، بکار برود. علاوه بر اینها، طیف‌نگاری تشدید مغناطیسی^۱ (MRS) و MRI عملکردی^۲ (fMRI) بطور فزاینده‌ای در کشف یافته‌های بدیع بالینی در حوزه نقشه برداری از فعالیت مغزی و متابولیسم مفید هستند (جلالی و همکاران ۲۰۱۸). فیزیک پزشکان حوزه MRI اغلب بطور جدی در حوزه پژوهش و توسعه عملکرد دستگاه MRI مشغول فعالیت اند. به همان میزان که محبوبیت MRI بیشتر می‌شود، بنظر می‌رسد در آینده نیاز بیشتری به جذب فیزیک پزشکان متخصص در این حوزه و نیز کارشناسان دخیل در درمان و آموزش وجود دارد.

فعالیت‌های مربوط به MRI که توسط متخصصان انجام می‌شود، شامل موارد ذیل است:

- ارائه توصیه‌های ایمنی
- تضمین کیفیت MRI
- تدریس و آموزش
- بهینه‌سازی تصویر
- پردازش تصویر و تحلیل آن (برای کاربردهای بالینی و پژوهشی)
- پژوهش و توسعه در MRI
- برنامه‌ریزی فضا
- توسعه و بازنگری قوانین حاکم و فرایندهای عملی
- ارائه توصیه‌های مرتبط با بکارگیری افراد
- راه‌اندازی و آزمایش پذیرش تجهیزات جدید در MRI

با این حال، لیست فوق کامل نیست. اکثر متخصصانی که در حوزه MRI کار می‌کنند، توانمندی زیادی در ارائه راه‌حل‌های مناسب برای مشکلات خاص دارند.

فیزیک پزشکان باید علم خود در ارتباط با بخشنامه‌های مربوط به ایمنی، تدوین قوانین، راهنماهای بین‌المللی، فناوری‌های جدید، همایش‌ها، پژوهش و توسعه به‌روز نگه دارند. یک لیست گفت‌وگو درخصوص فیزیک MRI در JiscMail (آکادمی بین‌المللی خدمات لیست شده پیغام‌گذاری) وجود دارد که ابتکاری مفید برای گفت‌وگوهای متمرکز در مورد ایمنی، QA، آموزش، سازماندهی، استانداردها، مشاغل، گردهمایی‌ها و همایش‌ها می‌باشد.

1. Magnetic resonance spectroscopy
2. Functional MRI

موسسه فیزیک و مهندسی در پزشکی (IPEM) گردهمایی‌های مربوط به کنترل کیفی و ایمنی MRI را تسهیل می‌کند. گردهمایی‌های اجتماع بین المللی MRI در پزشکی (ISMRM) با ایجاد شبکه ارتباطی مناسب به متخصصان کمک می‌کند تا دانش خود در خصوص توسعه و پژوهش در فناوری MRI را تا آخرین سطح موجود، به روز نمایند.

متخصصان حوزه MRI ارتباط کاری نزدیک با طیف گسترده‌ای از کارکنان حرفه‌های دیگر شامل؛ تصویربرداران، متخصصان پرتوشناسی، متخصصان کاربردی و مهندسين خدماتی از طرف سازندگان دستگاه، مشاورین بالینی، متخصصان پژوهش‌های نظری، پرستاران، دستیاران بالینی، امور دارایی و تیم تسهیل کننده پروژه‌ها و متخصصان IT^۱ دارند.

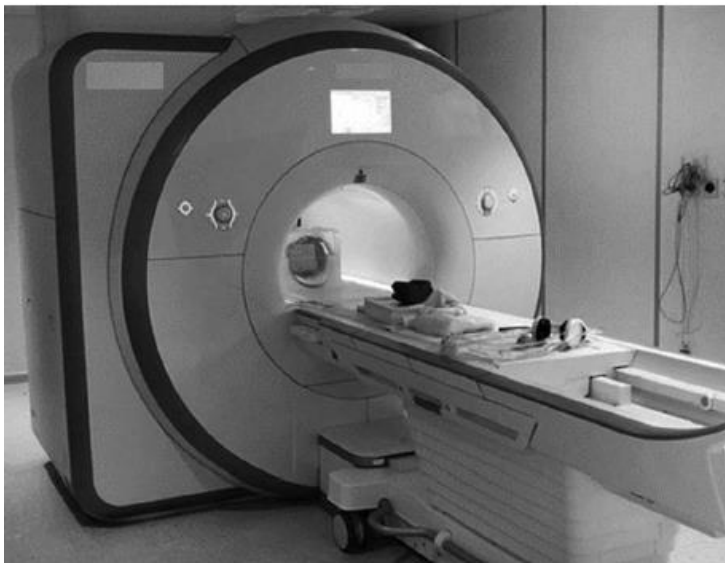
متخصصان MR اغلب مشغول ارائه آموزش و تدریس برای کارکنان NHS (خدمات ملی سلامت) هستند که شامل؛ ارائه اصول فیزیکی MRI برای متخصصان پرتوشناسی کارآموز، دوره‌های آموزش ایمنی برای تصویربرداران MR و دیگر کارکنانی که در "منطقه تحت کنترل و حریم دسترسی MR" مشغول به کار هستند، می‌باشد.

فیزیک پزشکان کارآموز حوزه اصول فیزیکی MRI که در سطح پیشرفته قرار دارند، عملکرد مدل‌های مختلف دستگاه‌های MRI و نحوه اجرای سکانس‌ها برای دریافت تصویر از فانتوم، داوطلبان سالم و بیماران را فرا می‌گیرند. درک اینکه سخت افزار MRI و سکانس‌های پالسی مختلف برای تولید انواع مختلف کنتراست‌های تصویری چگونه کار می‌کند، جهت بهبود سکانس‌ها و توسعه تنظیمات در کاربردهای پژوهشی و بالینی ارجحیت دارد. چند صد پارامتر اسکن مختلف وجود دارد که می‌تواند با روش‌های دیگر برای دستکاری کنتراست تصویر، قدرت تفکیک فضایی و زمانی، سیگنال به نویز و زمان دریافت اسکن ترکیب شود.

سازنده دستگاه، به هنگام تولید اسکنر MRI، سکانس‌های بهینه‌شده را برای همه کاربردهای پژوهشی و بالینی ایجاد نمی‌کند، بنابراین فیزیک پزشکان MR نیاز به توسعه سکانس‌های دستگاه برای دریافت بهترین عملکرد از آن را دارند. بهبود سکانس‌های MRI ممکن است به معنی توسعه روش‌های جدید برای ارتقای کیفیت تصویر و زمان کوتاه‌تر تصویربرداری باشد که در پی آن پزشکان متخصص پرتوشناسی می‌توانند با اطمینان بیشتر به تشخیص بالینی

برسند. در برخی از زمینه‌های پژوهشی یک فیزیک پزشک که تسلط کافی بر اصول فیزیک MRI دارد ممکن است با سازنده دستگاه همکاری کند تا بتوانند سکانس‌ها یا روش‌های سفارشی که هنوز تجاری سازی نشده‌اند، توسعه داده و آزمایش کنند. هرچند در موقعیت بالینی، توسعه سکانس‌های پیشرفته توسط فیزیک پزشکان متخصص MRI با توجه به محدودیت توانایی دستگاه در طول ساعات کاری روزانه، ممکن نیست. فیزیک پزشکان MRI اغلب باید در خارج از ساعات عادی با دستگاه کار کنند که می‌تواند چالش آفرین باشد زیرا بطور طبیعی اسکنر MRI ۱۲ ساعت در روز و هر ۷ روز هفته مشغول فعالیت است. فیزیک پزشکان کارآموز اغلب عصرها با دستگاه کار می‌کنند تا بتوانند فرصت منطقی برای توسعه و آزمایش پروژه‌ها و نیز کنترل کیفی سالانه دستگاه در اختیار داشته باشند. شکل ۱-۲ نشان دهنده پروژه آزمایش QC دستگاه MRI در درون تونل یک دستگاه مدرن MRI است.

بطور معمول، آموزش MRI برای متخصصان بالینی، یک درک اولیه از مباحث نظری MRI، سخت افزار و جنبه‌های ایمنی آن را برایشان فراهم می‌کند.



شکل ۱-۲. یک دستگاه مدرن MRI همراه با ابزار آزمایش کنترل کیفی در داخل گانتری آن

پس از آن کارآموزان نیاز به یادگیری نحوه کارکرد دستگاه برای آزمایش اهداف کنترل کیفی و شروع کردن به ارتقای دانش و مهارت خود در ارتباط با نحوه عملکرد دستگاه دارند. برای

کارآموزان مهم است که خود را با انواع سکانس‌های پایه دستگاه MRI و پارامترهای اصلی سکانس که شامل؛ گرادیان اکو پایه، اسپین اکو و سکانس‌های بازیافت معکوس می‌شود، آشنا سازند. MRI می‌تواند برای تصویربرداری از همه بخش‌های بدن استفاده شود اما بیشترین کاربردهای آن شامل تصویربرداری از مغز، نخاع، پستان، قلب و عروق خونی می‌شود. شکل ۲-۲ اسکن MRI از کل بدن را نشان می‌دهد.

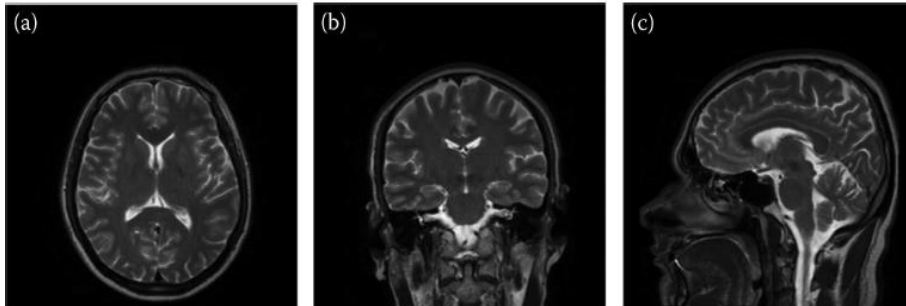


شکل ۲-۲. تصویر کل بدن که توسط دستگاه MRI گرفته شده است.

کارآموزان باید درک مناسبی از اینکه چگونه پارامترهای اصلی سکانس (شامل زمان تکرار پالس^۱ (TR)، زمان اکو^۲ (TE) و زاویه وارو) در کنتراست تصویر اثر می‌گذارند، داشته باشند. برای تصویربرداری درک اصطلاح شناسی تصویربرداری از صفحات عمود بر هم مختلف که

1. Repetition Time
2. Echo Time

صفحات عرضی یا آگزیکال، طرفی یا ساجیتال و کروئال (برای مثال شکل ۲-۳ را مشاهده کنید) نامیده می‌شوند و نیز داشتن دانش اولیه در زمینه آناتومی بسیار مهم است. چنین دانشی در اکثر متون پزشکی و پرتوشناسی یافت می‌شود. چند مورد از متون پیشنهادی در جدول ۲-۱ لیست شده است.



شکل ۲-۳. اسکن مغز در مصفحات (a) عرضی، (b) کروئال و (c) ساجیتال

جدول ۲-۱. متون پیشنهادی در حوزه پرتوشناسی و آناتومی که مفید برای متخصصان فیزیک پزشکی، پزشکان متخصص پرتوشناسی و کارشناسان تصویربرداری MR است.

پاولسون و واسکه (۲۰۱۱) "اطلس آناتومی بدن انسان؛ سوبوتا" (ویرایش پانزدهم)	اطلس جامع آناتومی بدن انسان، پوشش دهنده آناتومی اصلی و سیستم استخوانی - ماهیچه‌ای، ارگان‌های داخلی، سر و گردن و آناتومی اعصاب با چندین شکل قالب بندی.
هاگا و بول (۲۰۱۶) "CT اسکن و MRI از تمام بدن" (ویرایش ششم)	یک مرجع قدیمی که درک پیشرفته ای از توسعه های ایجاد شده در CT و MRI فراهم می آورد.
کلی و پیترسون (۲۰۱۸) "آناتومی مقطعی و تصویربرداری حرفه ای" (ویرایش چهارم)	کتاب کاری مرتبط یا مطالعه آناتومی مقطعی شامل مثال های تصویری، پازل ها و سوالات جای خالی.

۲-۱. MRI چیست؟

تکنیک‌های MRI بر پایه پدیده NMR هستند که برای اتم‌هایی که در هسته خود تعداد پروتون یا نوترون فرد دارند رخ می‌دهد. می‌توان نتیجه گرفت اتم‌هایی که هسته آن‌ها به‌صورت ذاتی خاصیت مغناطیسی دارد، در صورت اعمال میدان مغناطیسی خارجی، همانند

یک آهن‌ربای کوچک عمل می‌نماید. برای کسب جزئیات بیشتری در خصوص اصول فیزیکی MRI به متون و وبسایت‌های پیشنهاد شده در جدول ۲-۲ مراجعه کنید.

جدول ۲-۲. متون پیشنهادی در حوزه اصول فیزیکی MRI که مفید برای متخصصان فیزیک پزشکی، پزشکان متخصص پرتوشناسی و کارشناسان تصویربرداری MR است.

هورناک (۲۰۲۰) "اصول MRI" بصورت آنلاین در وبسایتی که شامل مباحث نظری و پایه‌ای MRI است و این آدرس در دسترس است: http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/	وبسایتی که شامل مباحث نظری و پایه‌ای MRI است و انیمیشن‌های زیادی دارد.
الستر (۲۰۲۰) "سوال و جواب در حوزه MRI" که بصورت آنلاین در آدرس ذیل در دسترس است: http://www.MRIquestions.com/	وبسایتی که توضیحاتی در خصوص کاربردهای بالینی MRI فراهم می‌آورد.
ایلانگوان و استوارت (۲۰۲۰) "MRI master.com" که بصورت آنلاین در آدرس ذیل در دسترس است: https://mrImaster.com/	وبسایتی که شامل راهنمایی‌هایی در خصوص تصویربرداری MRI و تفسیر تصاویر است.
وستبروک (۲۰۱۶) "MRI در یک نگاه" ویرایش سوم	کتاب مقدماتی MRI که مناسب برای افراد مبتدی است.
مک رویی و همکاران (۲۰۱۷) "MRI از تصویر تا پروتون" ویرایش سوم	کتابی در سطح متوسط، که شامل اطلاعاتی در خصوص مباحث نظری MRI، سخت افزار و تضمین کیفیت آن است.
برنستین و همکاران (۲۰۰۴) "کتابچه دستی پالس سکانس‌های MRI"	کتابی در سطح پیشرفته، ابتکاری کاربردی برای فیزیک پزشکان متخصص MR که شامل برنامه نویسی پالس‌هاست.
برون و همکاران (۲۰۱۴) "تصویربرداری تشدید مغناطیسی: اصول فیزیکی و طراحی سکانس" ویرایش دوم	جزئیات اصول فیزیکی را توضیح می‌دهد که شامل طراحی و اجرای سکانس‌های تصویربرداری تشدید مغناطیسی است.
داگراف (۲۰۱۹) "طیف‌نگاری NMR داخل بدن: اصول و تکنیک‌ها" ویرایش سوم جان ویلی و سونس. بریتانیا	کتابی در سطح پیشرفته که جزئیاتی در خصوص درک طیف‌نگاری تشدید مغناطیسی (MRS) فراهم می‌آورد.

بطور خلاصه، یک نمونه از بافت قابل رویت از پروتون‌ها تشکیل شده است، که عمدتاً مربوط به آب و چربی است و همانند آهن‌رباهای کوچک عمل می‌کنند. وقتی این بافت در معرض

اعمال میدان مغناطیسی خارجی ایستا همانند B_0 قرار می‌گیرد، پروتون‌ها در جهت میدان قرار می‌گیرند و یک بردار مغناطیسی خالص ایجاد می‌کنند که M نام دارد. سیگنال NMR تنها در صورتی که مولفه M در صفحه عرضی باشد، قابل اندازه‌گیری است و M عمود بر جهت B_0 واقع شده است

برای رخ دادن تشدید، یک میدان مغناطیسی دیگر که B_1 نام دارد، با فرکانس خاص که بعنوان فرکانس لارمور شناخته می‌شود، به شکل یک موج الکترومغناطیس RF اعمال می‌شود. با اعمال این میدان مغناطیسی وابسته به زمان (B_1) که در جهت عمود بر M و B_0 است، تحت شرایط تشدید، مغناطیس کننده اصلی، M ، می‌تواند به سمت صفحه عرضی زاویه بگیرد (زاویه وارو) و دریافت سیگنال ممکن می‌شود. وقتی میدان B_1 برداشته شود، M که مغناطیس کننده اصلی است به حالت پایه خود بر می‌گردد و این بازگشت بصورت آسایش اسپین-شبکه و اسپین - اسپین است و به آن فرایند زمان آسایش می‌گویند که به ترتیب با ثابت‌های زمانی T_1 و T_2 نمایش داده می‌شود.

سیگنال فرو افت القایی آزاد (FID) که توسط کوئل RF دریافت می‌شود، وابسته به محیط بیوشیمیایی بافت است و اجازه تولید تصاویر پزشکی را می‌دهد. شدت میدان مغناطیسی B_0 که توسط اسکنرهای بالینی ایجاد می‌شود، ۱٫۵ یا ۳ تسلا است. در بسیاری از آزمایشگاه‌های پژوهشی دستگاه‌های MRI "تمام بدن" با شدت میدان‌های ۷ تسلا وجود دارد و نیز آن‌ها برنامه دارند که اسکنرهای ۱۴ تسلا نیز تولید نمایند. قدرت بالای میدان مغناطیسی در اسکنر MRI نسبت سیگنال به نویز (SNR) را بهبود می‌بخشد که قدرت تفکیک فضایی بهتر و تصویربرداری در زمان کمتر را نیز تسهیل می‌نماید. با توجه به اینکه دستگاه‌های MRI با شدت میدان مغناطیسی بسیار بالا، فناوری بالاتر و چالش‌های ایمنی بیشتر و نیز هزینه‌های بیشتری دارند، منحصر در مراکز پژوهشی کاربرد دارند.

خلاصه‌ی مفید و مختصری از زمان‌های آسایش معمول موارد زیستی (بوجورکویز و همکاران ۲۰۱۷، ادوفر و همکاران ۲۰۰۳، مک روبی و همکاران ۲۰۱۷) در جدول ۲-۳ آورده شده است. از این تفاوت موجود در زمان‌های آسایش موارد مختلف بدن، در MRI برای ایجاد کنتراست‌های مختلف استفاده می‌شود.

جدول ۲-۳. زمان‌های استراحت برای ترکیبات زیستی

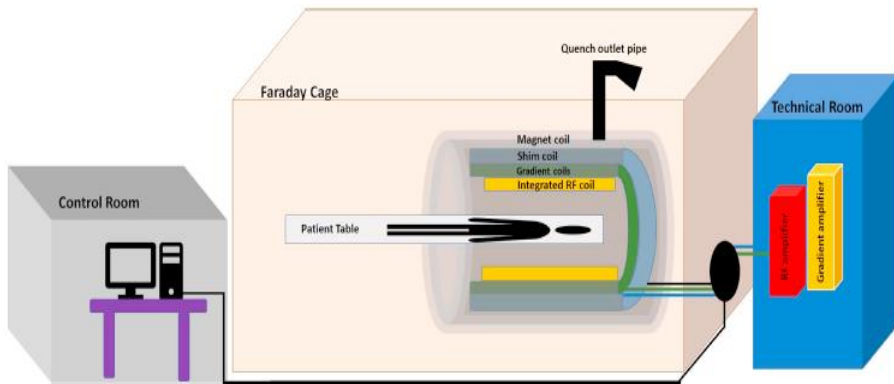
۳٫۰ تسلا		۱٫۵ تسلا		بافت
T2 (ms)	T1 (ms)	T2 (ms)	T1 (ms)	
800	5000	2000	4000	مایع مغزی نخاعی
80	1300	90	1100	ماده خاکستری مغز
110	1100	70	900	ماده سفید مغز
70	400	80	250	چربی
50	1500	50	1000	قلب
40	800	50	600	کبد
40	1400	40	1000	ماهیچه اسکلتی
60	1200	60	700	کلیه
280	1900	290	1400	خون

دانستن مقادیر تقریبی زمان آسایش طولی (T1) و عرضی (T2) در مورد بافت‌های مختلف، برای بهبود تفسیر تصویر، کاربردی است. بطور کلی مقادیر زمان‌های استراحت T1 طولانی‌تر از T2 (۵ تا ۱۰ برابر طولانی‌تر) هستند. مایعات گرایش به داشتن T1 و T2 طولانی دارند. همچنین مقادیر T1 در میدان مغناطیسی قوی‌تر مانند ۳ تسلا بیشتر از ۱٫۵ تسلا است.

در بعضی از روش‌های MRI، عوامل کنتراست زای خارجی و پارامگنتیک، از طریق تزریق وریدی به بدن بیمار وارد می‌شوند تا زمان استراحت بافت‌های ناحیه خاصی از بدن که مد نظر است بصورت مقطعی تغییر دهند، بنابراین، تفاوت در زمان‌های استراحت بیشتر می‌شود و سیگنال کنتراست بین بافتی شدت می‌یابد. این کار باعث می‌شود بافتی که تحت تاثیر عوامل کنتراست را قرار گرفته است، در تصویر MR بدست آمده بهتر رویت شود.

۲-۲. اسکنر MRI

سخت افزارهای اصلی بکار رفته در MRI شامل (۱) یک آهنربای قوی (معمولاً یک کویل فوق هادی) برای ایجاد میدان مغناطیسی ایستا، B0، (۲) کویل تنظیم شده با فرکانس امواج رادیویی برای تولید میدان RF، B1 و (۳) کویل‌های گرادیان مغناطیسی برای توانمندی در تغییر دادن بردار مغناطیسی که ایجاد کننده داده‌های فضایی و تفاوت‌ها در کنتراست تصویر است (برای مثال، شکل ۲-۴ و جدول ۲-۴ را مشاهده کنید).



شکل ۲-۴. اجزای پایه‌ای یک سیستم MRI که شامل یک کویل مغناطیسی ایستا به همراه کویل‌های گرادیان، کویل فرکانس رادیویی و کامپیوتر است.

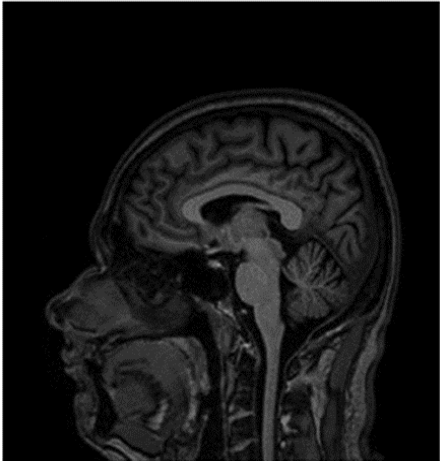
۲-۳. تنظیم یک اسکن در MRI و انتخاب سکانس

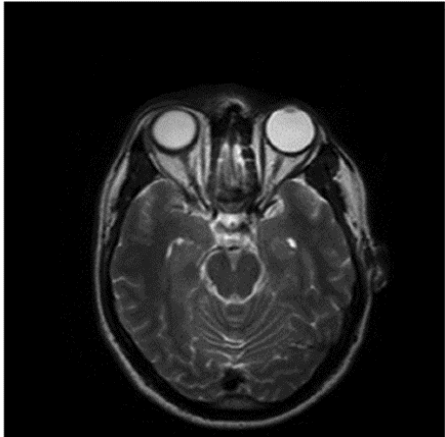
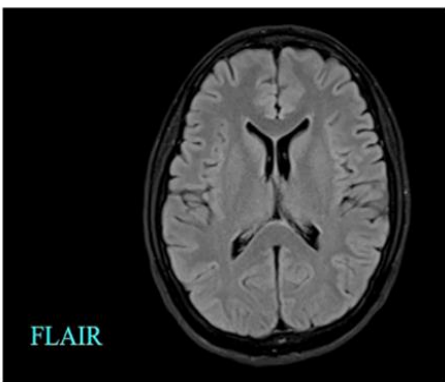
اسکنرهای MRI معمولاً سکانس‌های بالینی از پیش برنامه‌ریزی شده دارند، بنابراین مجموعه‌ای از سکانس‌ها می‌توانند بصورت خودکار اجرا شوند و انواع مختلفی از تصاویر را فقط در یک جلسه تصویربرداری از بیمار، ایجاد نمایند. هر سکانس برای نمایش ویژگی‌های خاص و متفاوت آناتومیک، فیزیولوژیک و یا بیماری شناختی یک بافت بهینه‌سازی شده است. مثال هایی از انواع مختلف سکانس‌های رایج در MR و نوع کنتراست تصاویر تولیدی در جدول ۲-۴ خلاصه شده است. همچنین آگاهی از اینکه سازندگان مختلف دستگاه‌های MRI سرواژه‌های تجاری و منحصر به خود را برای انواع سکانس‌های مشابه دارند، امری مفید و کاربردی است (همانگونه که در جدول ۲-۵ نشان داده شده است).

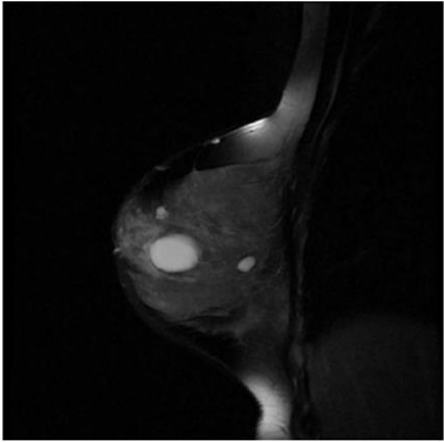
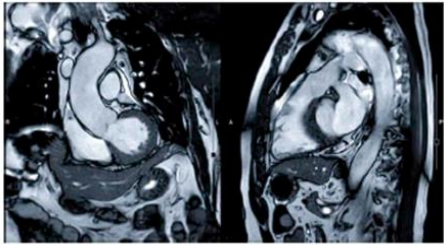
۲-۴. اجرای یک اسکن

در ابتدا متخصصان کارآموز با تصویربرداری از یک فانتوم آزمایشی و به هدف انجام کنترل کیفی با استفاده از سکانس‌های بالینی رایج، یاد می‌گیرند که اسکنر MR چگونه کار می‌کند. این فرایند ممکن است شامل تنظیم صحیح شی مورد آزمایش در داخل تونل دستگاه و انتخاب پارامترهای سکانس منطبق بر پروتکل‌های راهنمای QA است.

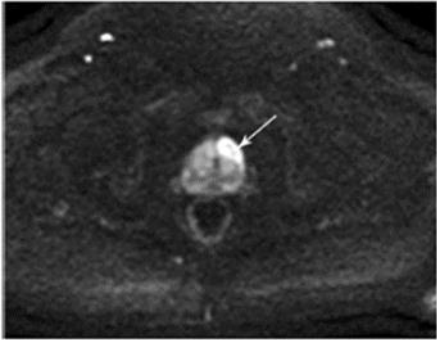
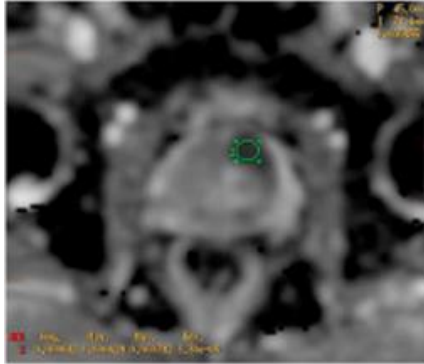
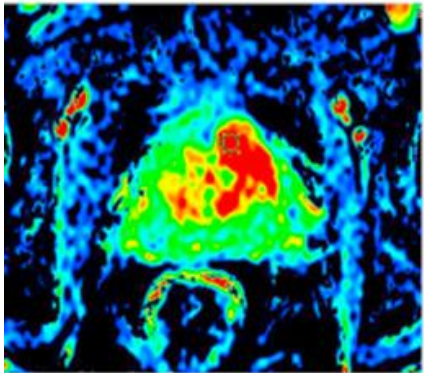
جدول ۲-۴. مثال‌هایی از تصاویر MR

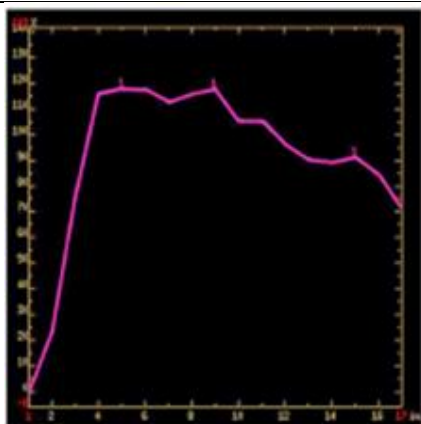
	اسکن ساجیتال مغز با وزن T1: در یک تصویر با وزن T1 تنظیمات پارامترهای TR و TE در یک سکانس گرادین اکو، در مقایسه با T1 و T2 بافت‌ها به نسبت کوتاه است. بنابراین کنتراست و روشنی تصویر بیشتر به ویژگی‌های T1 بافت وابسته است. بطور کلی در یک تصویر با وزن T1، بافت‌هایی با مقدار T1 کوتاه (برای مثال چربی زیر پوست) بصورت روشن ظاهر می‌شوند و بافت‌هایی با T1 بلند (مانند CSF) تیره ظاهر می‌شود. تصویر T1 مغز نشان می‌دهد که ماده خاکستری روشن و CSF تیره است. این تصاویر بطور ویژه‌ای برای نمایش آناتومی مفید هستند ولی حساسیت بالایی به تغییرات بیماری شناختی ندارند.
	اسکن ساجیتال مغز با وزن T2: برای تصویری که وزن T2 دارند، تنظیمات پارامترهای TR و TE در یک سکانس اسپین اکو، در مقایسه با مقادیر T1 و T2 بافت، به نسبت بلند است. بنابراین کنتراست و روشنی تصویر عمدتاً به T2 وابسته است. بافت‌هایی با T2 کوتاه، تیره ظاهر می‌شوند. این تصاویر CSF را روشن نشان می‌دهند. بطور کلی بافت‌هایی که شامل چربی هستند (مانند بافت چربی زیر پوستی) می‌توانند از بافت‌هایی که عمدتاً شامل آب هستند (مانند CSF) با مقایسه تصاویر T1 و T2، تمییز داده شوند. نواحی که در تصاویر T2 روشن هستند و در تصاویر T1 تیره دیده می‌شوند، بافت‌های عمدتاً مایع هستند. تصاویر وزنی T2 به تغییرات بیماری شناختی نسبتاً حساس‌اند. برای مثال او-ادما (edema) که تجمع غیر طبیعی آب در بافت است، دارای T2 بلند است و بنابراین در یک تصویر T2 بصورت روشن ظاهر می‌شود.

	اسکن آگزیکال مغز با وزن T2: مطابق با توضیحات تصویر قبل
	اسکن دانسیته پروتونی از زانو: در تصاویری با وزن دانسیته پروتونی، مقادیر به نسبت بلند برای TR و کوتاه برای TE در سکانس استفاده می‌شود تا تاثیر تنوع مقادیر T1 و T2 بافت در میزان کنتراست، کم شود. بافت‌هایی با بیشترین میزان تجمع اتم‌های هیدروژن و در نتیجه بیشترین تراکم پروتونی، در تصویر بیشترین روشنایی را دارند.
	^۱ (FLAIR): تصاویر FLAIR از مغز اغلب برای نشان دادن عارضه بیماری بصورت واضح بوسیله سرکوب تظاهر CSF در بطن‌ها، گرفته می‌شوند.

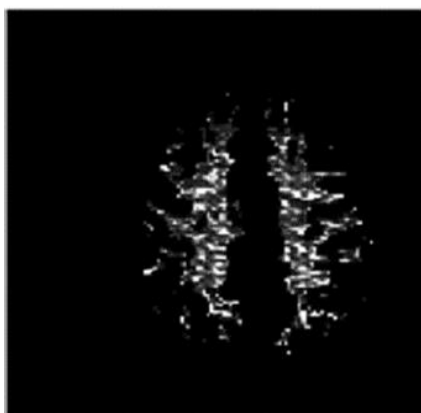
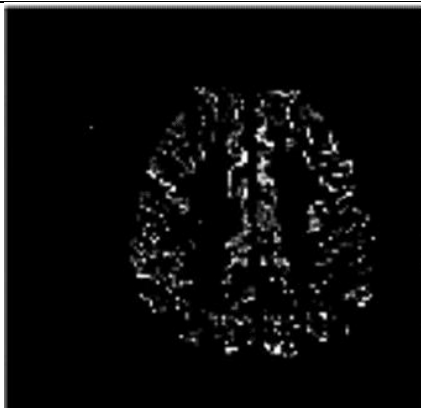
	^۱ (STIR): تصاویر STIR روشن‌ترین نواحی که در آنجا بیشترین میزان وجود آب است را بوسیله سرکوب سیگنال حاصل از چربی ایجاد می‌کنند. تصویربرداری از پستان در MRI اغلب با استفاده از سکانس STIR انجام می‌شود، زیرا این سکانس بطور ویژه حساس به کیسه‌های پر شده از آب است.
	اسکن MRI از قلب "cine": تصاویر قلب که در حال ضربان است می‌تواند توسط اسکن‌های سینه (cine) گرفته شود که بطور معمول و بصورت مکرر در هر مرحله از چرخه ضربان قلب، سیگنال مقطعی آن را دریافت می‌کنند. تقریباً بین ۱۰ تا ۳۰ عدد از فازهای قلبی نمونه برداری می‌شود تا بتوان نحوه عملکرد قلب را تشخیص داد.
	تصاویر وزن دیفیوژن^۲ (DWI): نقشه‌های ضریب دیفیوژن ظاهری (ADC) می‌توانند از اسکن‌های DWI بدست آیند (بالیان و همکاران ۲۰۱۶). کاربرد آن‌ها شامل تصویربرداری از سرطان پروستات است.

تصویر بر وزن T2

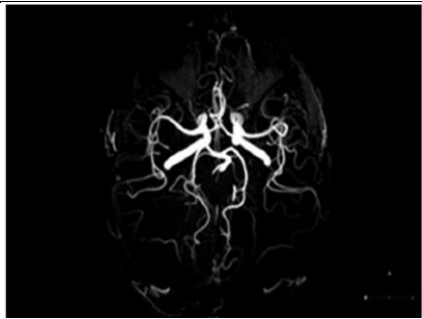
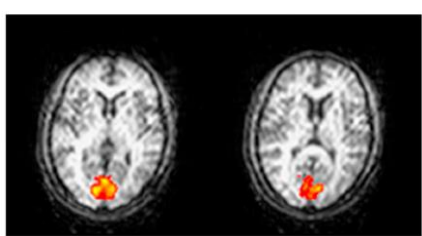
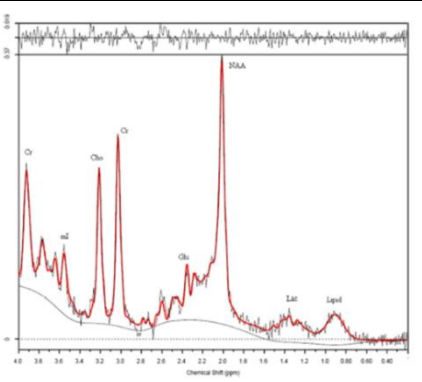
 تصاویر با وزن دیفیوژن	
 نقشه ضریب انتشار ظاهری (ADC)  تصویربرداری با کنتراست پویا (DCE-MRI)	^۱ (DCE): در این روش از MRI، اسکن‌ها برای دریافت گرادیان اکو سریع با وزن T1، قبل، هنگام و بعد از تزریق وریدی ماده کنتراست زای گادولنیوم، بهینه شده‌اند. در پروستات، گادولنیوم با سرعت بیشتری از بین ضایعه سرطانی به نسبت بافت‌های سالم عبور می‌نماید که این امر بدلیل بالا بودن نفوذپذیری عروق توموری است، بنابراین؛ ضایعه سرطانی زودتر از بقیه بافت‌ها بصورت شدت بالا در تصویر DCE ظاهر می‌شود (برمن و همکاران ۲۰۱۶) بسیار مهم است که دو سکانس DCE و کنتراست پذیرفتاری مغناطیسی پویا (DSC^2) را باهم ترکیب نکنند. در روش DSC، هم از ماده کنتراست گادولنیوم استفاده می‌شود اما در این روش اسکن‌های MRI برای بدست آوردن مجموعه‌ای از تصاویر با وزن $T2^*$ برای محاسبه پارامترهای پرفیوژن بهینه شده‌اند.



منحنی افزایش کنتراست



^۱ (ASL): این سکانس اجازه می‌دهد که اندازه‌گیری پرفیوژن با استفاده از آب بعنوان یک ماده حاجب درونی انجام شود (فری و همکاران ۲۰۱۳). جریان خون مغزی در ماده سفید و خاکستری (CBF) می‌تواند با استفاده از روش‌های ASF اندازه‌گیری شود.

	^۱ (TOF): این تکنیک MRI می‌تواند در تولید یک نقشه "پروجکشن کمترین شدت" (MIP) برای نشان دادن مناطق دارای جریان خون بکاربرده شود. یک سکانس TOF برای تصویربرداری از شریان‌های خون‌رسان مغزی می‌تواند استفاده شود.
	MRI عملکرد (fMRI): کنتراست وابسته به میزان اکسیژن خون (BOLD) نوعی از تصاویر MR حساس به فعالیت مغز هستند. در این تصاویر پاسخ لوب پس سری (اکسیپیتال) مغز به تحریک بینایی نشان داده می‌شود.
	^۲ (PRESS): سکانس PRESS می‌تواند برای اندازه‌گیری متابولیت‌های مغزی نظیر N استیل آسپاراتات (NAA)، کراتین (Cr)، کولین (Cho)، میو اینوسیتول (Ins)، گلوتامات (Glu) و گلوتامین (Gln) بکار رود.

فیزیک پزشکان متخصص در حوزه اصول فیزیکی MRI همچنین باید به بهبود سکانس‌های رایج بالینی کمک نمایند. برای مثال زمان اجرای یک سکانس آنژیوگرافی (رگ نگاری) باید برای مشاهده عروق خون رساننده به مغز بهینه شود (به همان صورت که در جدول ۲-۴ نشان داده شده است). جهت کسب تجربه بیشتر کارآموزان یاد می‌گیرند که تصویربرداری را برای انجام کارآزمایی بالینی تنظیم کنند و نهایتاً اسکن‌ها و سکانس‌های پیچیده را بهینه‌سازی نمایند. برای مثال یک سکانس نام گذاری گردش شریانی (ASL) می‌تواند برای اندازه‌گیری

-
1. Time Of Flight
 2. Point Resolved Spectroscopy

جریان خون در عروق مغزی توسعه یافته و بهینه‌سازی شود.

تصویربرداری دیفیوژن تانسور (DTI^۱) برای فیبرنگاری ماده سفید مغز بهینه شده است (آساف و پاسترناک ۲۰۰۸). یک فیزیک پزشک خبره در MR ممکن است سکانس‌هایی بدیع را برنامه‌ریزی و آزمایش کند که بطور معمول استفاده نمی‌شوند و یا ممکن است برای استفاده "بدون نام" در پژوهش بهینه شوند. برای مثال یک پالس سکانس مرسوم بنام "طیف‌نگاری محاسبه نقطه‌ای" (PRESS) همانگونه که در جدول فوق (جدول ۴ فصل ۲) نشان داده شده است، ممکن است برای اندازه‌گیری میزان گلوتاتیون (Glutathione) توسعه یابد (ری و همکاران ۲۰۱۸).

جدول ۲-۵. نام‌های تجاری مختلف برای سکانس‌های رایج

فیلیپس	GE	زیمنس	
SE	SE	SE	سکانس‌های اسپین اکو
TSE	FastSE	TSE	توربو اسپین اکو یا اسپین اکو سریع
Single-Shot TSE	Single-Shot FSE	HASTE	تک عکس TSE
VISTA	CUBE	SPACE	TSE سه بعدی با زاویه فلیپ متغیر
Fast Field Echo (FFE)	GRE	GRE	سکانس‌های گرادیان اکو
T1-FFE	SPGR	FLASH	گرادیان اکو تخریب
FFE	GRASS	FISP	گرادیان اکو چسبیده
T2-FFE	SSFP	PSIF	حالت پایدار انحراف ازاد
Balanced FFE	FIESTA,COSMIC	TrueFISP	گرادیان اکو حالت پایدار متعادل شده
			FISP حقیقی
TFE	Fast GRE, Fast SPGR	TurboFLASH	گرادیان اکو فوق سریع دو بعدی با پالس آماده سازی
3D TFE	3D FGRE, 3D Fast SPGR, BRAVO	MPRAGE	گرادیان اکو فوق سریع سه بعدی با پالس آماده سازی
ASL	ASL	ASL	نام گذاری گردش شریانی
IR-TSE	IR, MPR, Fast IR	IR,TurboIR(TIR)	بازیابی وارونگی
STIR	STIR	TIRM, STIR	IR تاو کوتاه
FLAIR	FLAIR	TIRM,Dark Fluid	IR تاو بلند

مطالعه موردی: یک اسکن MRI معمولی

از یک فیزیک پزشکی متخصص خواسته شده است تا پروتکل یک اسکن MRI را برای یک کارآزمایی پژوهشی بالینی تنظیم کند که شامل یک بررسی ۳۰ دقیقه‌ای توسط MR از فردی بالغ دارای بیماری پلی سیستیک غالب اتوزومال کلیه است. از یک فرد داوطلب و سالم تصویربرداری شد تا سکانس‌های ضروری از نظر زمان و کیفیت تصویر مورد آزمایش قرار گیرد (شکل ۲-۵).



شکل ۲-۵. یک تصویر کروئال MRI که کلیه‌ها را نشان می‌دهد.

سکانس‌های ذیل در پروتکل قرار داشتند و بهینه شدند:

۱. اسکن لوکالایزر (محدوده نما) - تصاویر را در سه مقطع عمود بر هم فراهم می‌آورد.
۲. T1 سه بعدی گرادیان اکو تخریب - اسکن باید بدون اشباع چربی انجام شود.
۳. تک اسکن T2 توربو اسپین اکو - در مقطع کروئال همراه با حبس نفس و اشباع چربی بدست می‌آید.
۴. تک اسکن T2 توربو اسپین اکو - در مقطع کروئال و بدون حبس نفس و بدون اشباع چربی بدست می‌آید.

اولین اسکن در MRI معمولاً یک اسکن لوکالایزر (محدوده نما) سریع است که شامل گرفتن تصاویر با قدرت تفکیک پایین در هر سه صفحه عمود بر هم است. این تصاویر حاوی

اطلاعات برای تشخیص بالینی نیستند. اما برای مشاهده وضعیت قرار گیری بیمار مفید اند و کاربر را قادر می سازند تا با توجه به آن‌ها، گرفتن سایر تصاویر که زمان بر هستند را برنامه ریزی نماید. تصاویری با کاربرد مذکور باید از کیفیت کافی برخوردار باشند تا بتوان نواحی دلخواه (ROI) را در اطراف لگنچه‌های کلیوی که در تصاویر وزن T2 روشن تر و در T1 تیره تر دیده می شوند، ترسیم نمود. نواحی دلخواه (ROI) اطراف هر کلیه روی تصاویر وزن T1 و با استفاده از تصاویر T2 برای کمک به مشخص نمودن مرزهای کلیه، ترسیم می شوند.

برای بهینه سازی تصویر، به جای استفاده از کوئل RF "قالب سازی شده" از کوئل های RF با "ساختار منعطف" برای بدست آوردن اسکن های SNR استفاده می شود. پارامترهای اصلی و مهم سکانس که برای بهینه سازی تصویر باید به آن‌ها توجه شود، شامل موارد ذیل می باشد:

- i. تنظیم مقطع تصویر برای اسکن های اصلی باید با استفاده اسکن لو کالایزر بصورت صحیح انجام شود و نیز یک میدان دید (FOV) مناسب لازم است تا از قرار گیری کلیه ها در تصویر اطمینان حاصل شود و بدین ترتیب امکان اندازه گیری دقیق حجم کلیه ها و لگنچه ها فراهم باشد.
- ii. ضخامت هر مقطع تصویر باید به دقت مورد توجه قرار گیرد، توازن بین SNR تصویر، قدرت تفکیک فضایی و زمان کلی اسکن نیز باید رعایت شود.
- iii. اندازه و کسل تصویر و در پی آن قدرت تفکیک فضایی اسمی مانند ضخامت مقطع، به اندازه ماتریکس تصویر و FOV وابسته است. هرچه قدرت تفکیک فضایی بیشتر باشد، مرز بین بافت ها با دقت بیشتری نمایان می شود.
- iv. پارامترهای سکانس شامل زاویه فلیپ اصلی، TR و TE باید بطور صحیح تنظیم شوند تا کنتراست تصویر و تمایز بین بافت های مختلف ایجاد شود.
- v. اعداد میانگین سیگنال جهت استفاده باید بر پایه SNR زمان اسکن کل ارزیابی شوند و باید توجه نمود که زمان حبس تنفس محدود است. اگر اعداد میانگین افزایش یابد، SNR تصویر افزایش می یابد که به معنی بهبود بالقوه کیفیت تصویر است. اگرچه افزایش مقادیر میانگین، همچنین به معنی اسکن طولانی تر است که ممکن است بیشتر از ۳۰ دقیقه شود. بصورت ایده آل افراد باید بتوانند نفس خود را حبس کنند تا از ایجاد آرتیفکت های حرکتی کاسته شود؛ هرچند بسیاری از اشخاص نمی توانند این کار را برای مدت طولانی متحمل شوند.

۲-۵. ایمنی MRI

MRI شامل چندین نوع از مخاطرات است که شامل؛ میدان مغناطیسی قوی، استفاده از هلیوم مایع، اثرات جانبی مواد کنتراست و ظرفیت آسیب رسانی به سیستم شنوایی می‌شود. متخصصان کارآموز باید در تمام جنبه‌های ایمنی MRI مهارت لازم را کسب کنند که شامل مطالعه و آشنایی با اصول راهنمای مربوطه، قوانین اختصاصی هر درمانگاه و فرایندهای اجرایی استاندارد (SOP) می‌شود. یکی از نقش‌های کلیدی متخصصان فیزیک پزشکی، بازنگری قوانین اختصاصی MRI و SOP است تا توصیه‌های لازم برای به‌روز رسانی آیین نامه‌های ایمنی را فراهم سازند.

آیین نامه آژانس سازماندهی محصولات پزشکی و مراقب از سلامت (MHRA) "اصول راهنمای استفاده از تجهیزات تصویربرداری تشدید مغناطیسی در درمانگاه" نام دارد که مطالعه آن برای کارآموزانی که قصد ارتقای درک خود در زمینه ایمنی MRI را دارند، اهمیت ویژه‌ای دارد. اطلاعات مهم در این زمینه نیز توسط (۱) دانشکده پرتوشناسی آمریکا (ACR) (۲) گزارشات کار گروهی MR-SIG IPEM و (۳) اصول راهنمای نشست بین المللی پرتوهای غیریونیزان (ICNIRP)، وبسایت MRIsafety.com نیز یک منبع مناسب است. بویژه برای یافتن اطلاعات ایمنی در مورد انواع مختلف وسایل پزشکی (شلوک ۲۰۲۰)، اصول راهنمای مهم در جدول ۲-۶ لیست شده است.

جدول ۲-۶. ایمنی در MR و بهترین راهنماهای کاربردی

اصول راهنمای ایمنی برای تجهیزات تصویربرداری تشدید مغناطیسی در درمانگاه (MHRA 2021)	یک خواندنی ضروری مرتبط با ایمنی MRI
دانشکده پرتوشناسی آمریکا (ACR) آیین نامه کاربری ایمن MR: "به‌روزرسانی‌ها و اطلاعات منتقدانه ۲۰۱۹" (کمیت ACR در حوزه ایمنی MR)	حاوی اطلاعات بیشتر در ارتباط با آگاه سازی بیماران از ایمنی MRI است همراه با ذکر جزئیاتی در مورد گرایان‌های میدان فضایی و نام گذاری دستگاه‌های مستقر.

خطراتی که MRI دارد در مقایسه با دیگر روش‌های تصویربرداری که از اشعه یونیزان استفاده می‌کنند، نسبتاً متفاوت است. بطور کلی بنظر می‌رسد که اسکن MRI از دیگر روش‌های تصویربرداری که با پرتوهای ایکس کار می‌کنند، ایمن‌تر است، اما این مسئله زمانی درست

است که MRI در فضایی که بطور دقیق کنترل شده است انجام شود. بسیار مهم است که متخصصان بالینی از جدیدترین مطالب مربوط به ایمنی MRI آگاهی داشته باشند و قوانین و فرایندهای مرتبط با آن را با توجه به آخرین داده‌های علمی و دوره‌ای منطبق سازند.

در طول یک اسکن MRI، از فرد تصویربرداری می‌شود و آن‌هایی که در فاصله نزدیک به دستگاه هستند در معرض (۱) میدان مغناطیسی ایستا (۲) میداین مغناطیسی متغیر در زمان با فرکانس به نسبت پایین و (۳) میداین الکترومغناطیسی RF قرار می‌گیرند. مفاهیم ایمنی موارد مذکور در پاراگراف‌های بعدی خلاصه شده است.

۲-۵-۱. میدان مغناطیسی ایستا

تقریباً تمام اسکنرهای بالینی MRI دارای یک آهنربای فوق هادی که میدان مغناطیسی ایستا تولید می‌کند، هستند که شدت این میدان ممکن است ۱٫۵ یا ۳ تسلا باشد. آهنربای فوق هادی بصورت دائمی فعال است، حتی در مواقعی که از دستگاه برای تصویربرداری استفاده نمی‌شود. میدان مغناطیسی ایستا، همیشه در محیط دستگاه MR حضور دارد و می‌تواند با اشیایی که فعالیت مغناطیسی، مکانیکی یا الکتریکی دارند، برهمکنش نماید. با توجه به خطر سو عملکرد تهدید کننده حیات از سوی دستگاه‌های مستقر، تمام بیماران، اشخاص یا بازدید کنندگان باید قبل از ورود به محوطه دستگاه، چک شوند. کارت‌های بانکی، یا سایر کارت‌هایی که حاوی اطلاعات ذخیره شده مغناطیسی هستند، در شدت میدان بالاتر از ۱ تسلا می‌توانند دچار پاک شدن اطلاعات شوند، بنابراین باید در محیطی امن خارج از محوطه دستگاه، قرار داده شوند. همچنین گردایان‌های میدان مغناطیسی با شیب تند نیز در این محیط حضور دارند، بنابراین باید در مورد بردن اشیایی که احتمال جذب آن‌ها توسط دستگاه و پرتاب شدن به سمت آن و در نتیجه ظرفیت ایجاد حادثه دارند، به داخل اتاق MR، مراقبت ویژه‌ای بعمل آید. جذب مکانیکی فلزات بویژه فرومغناطیس‌ها (نظیر قیچی‌ها، گیره‌ها، گیره‌های کاغذ، کپسول‌های اتفای حریق، کپسول‌های اکسیژن و...) می‌توانند با شتاب بالا به سمت مغنت دستگاه پرتاب شوند و باعث ایجاد خسارت جانی و نیز آسیب به دستگاه شوند. اشیای فلزی جای گذاری شده در بدن بیمار نظیر گیره‌های آنوریسم و دیگر اشیای فلزی و کاشته شده در بدن نیز می‌توانند جابجا شده و یا تحت تاثیر میدان جاذبه و یا گشتاور ایجاد شده توسط دستگاه، دچار چرخش شوند و باعث آسیب به بیمار و شیء مستقر شده در بدن شوند.

۲-۵-۲. میدان‌های مغناطیسی متغیر با زمان

نزدیک شدن به میدان مغناطیسی ایستا باعث قرار گرفتن در معرض میدان‌های مغناطیسی متغیر در زمان می‌شود. بعضی افراد ممکن است اثرات حادی نظیر سرگیجه یا تهوع را به هنگام نزدیک شدن به دستگاه، تجربه نمایند. توصیه می‌شود برای کاهش خطرات ناشی از اثرات بیولوژیکی حاد، سر به آرامی تکان داده شود نه به سرعت بخصوص به هنگام قرار دادن یک شیء آزمایشی در تونل دستگاه. در طول زمان تصویربرداری تغییرات سریع در گرادیان‌های میدان مغناطیسی برای کدگذاری موقعیت فضایی تصویر استفاده می‌شود و در صورتی که شخصی در محوطه دستگاه باشد می‌تواند باعث مواجه شدن وی با میدان‌های مغناطیسی متغیر در زمان شود. میدان‌های مغناطیسی متغیر در زمان می‌توانند جریان‌های الکتریکی را هدایت نمایند که شدت آن‌ها به اندازه کافی برای مداخله در عملکرد طبیعی سلول‌های عصبی بالاست و می‌توانند باعث تحریک اعصاب محیطی^۱ (PNS) و تحریک مستقیم عضلات شوند.

۲-۵-۳. میدان‌های RF

MRI شامل استفاده از انرژی الکترومغناطیس RF است که به بدن اعمال می‌شود تا سیگنال‌های MRI را به شکل امواج RF تولید نماید. سیگنال‌های RF بوسیله کوئل‌های RF که در نزدیکی عضو مورد تصویربرداری قرار داده می‌شود، اعمال و سپس دریافت می‌شوند. یکی از آسیب‌های مرتبط با استفاده از میادین الکترومغناطیس RF به روش مذکور، احتمال سوختگی حرارتی بافت مجاور کوئل است. آهنگ جذب اختصاصی^۲ (SAR) اصطلاحی است که از آن برای تخمین مقدار دوز RF دریافتی توسط بیمار استفاده می‌شود و بصورت وات بر جرم بدن بیمار (بر حسب کیلوگرم) بیان می‌شود.

محدوده مجاز SAR برای نواحی خاصی از بدن (برای مثال سر) اندازه‌گیری شده است و نباید بیشتر از آن اعمال شود. اسکنرها دارای ویژگی‌های ایمنی برای محدود سازی SAR هستند و بنابراین انباشت انرژی RF در محدوده مجاز قرار می‌گیرد و مقدار آن توسط سازمان‌هایی نظیر کمیسیون بین المللی فناوری الکتریسیته (IEC) تعیین می‌شود. برای اینکه مقدار SAR توسط

1. Peripheral Nervous System
2. Specific Absorption Rate

نرم افزار اسکتر بدرستی محاسبه شود، واجب است تا جرم بدن بیمار بدرستی وارد نرم افزار شود و دستورالعمل های ایمنی سازنده رعایت شوند. عدم انجام صحیح این موارد باعث محاسبه غلط محدوده مجاز SAR می شود و ممکن است باعث آسیب های حرارتی و سوختگی بیمار شود. SAR اعمال شده به بدن، به میزان دما و رطوبت هوای داخل تونل دستگاه نیز وابسته است.

جریان های الکتریکی می توانند بوسیله سرپوش های فلزی و الکترودها (نظیر الکترودهای ECG که برای بررسی ضربان قلب استفاده می شوند) هدایت شوند و ظرفیت ایجاد سوختگی در بافت های مجاور به خود را دارند. اجزای دارای خاصیت رسانش الکتریکی مانند سیم ها، هرگز نباید به بدن بیمار گره بخورند و یا با پوست بیمار در تماس باشند. علاوه بر این، پوست بدن بیمار هرگز نباید با کوئل RF و یا تونل دستگاه در تماس باشد. در صورتی که نیاز باشد، باید از پد (که توسط سازنده کوئل طراحی شده است) برای حفظ فاصله مناسب بین بدن بیمار و کوئل استفاده شود. سوختگی می تواند در اثر تحریک حاصل از جریان الکتریکی باشد و زمانی رخ می دهد که حلقه رسانش جریان در بدن بیمار شکل گیرد و جریان از آن عبور نماید. برای مثال زمانی که پاها و دستان فرد بهم متصل شوند، این حلقه شکل می گیرد. انواع خاصی از موارد آرایشی دارای مواد فلزی هستند و اغلب در آرایش چشم کاربرد دارند. این مواد احتمال داغ شدن حین تصویربرداری و ایجاد ناراحتی برای بیمار یا حتی آسیب را دارند. اینگونه مواد همچنین ممکن است باعث تاثیر محسوس روی کیفیت تصویر شوند. از بیماران خواسته می شود که آرایش خود را قبل از شروع تصویربرداری برای جلوگیری از اثرات سوختگی در حین تصویربرداری پاک نمایند. اگر بیمار دارای تتو و یا آرایش ثابت باشد و جوهر حاوی مواد فلزی آن قابل رفع نباشد، تصویربرداری از این فرد بعد از ارزیابی میزان خطر قابل انجام است اما به وی توصیه می شود در صورتی که حین تصویربرداری احساس داغی در نواحی دارای تتو کرد، زنگ هشدار را بصدا در بیاورد. یک فیزیک پزشک با تجربه، ممکن است مشغول تصویربرداری آزمایشی از افراد داوطلب باشد و در این فرایند نحوه عملکرد ایمن دستگاه برای تصویربرداری از اشخاص همانند تصویربرداری از اشیای آزمایشی را فرا می گیرد. قبل تصویربرداری از بیمار، وی باید پرسشنامه ایمنی را تکمیل نماید. نمونه ای از آن در شکل ۲-۶ آورده شده است.

۲-۵-۴. دسترسی ناحیه کنترل شده MR

یکی از اولین اندازه گیری های کنترلی که یک فیزیک پزشک کارآموز باید از آن آگاهی داشته

باشد، طراحی واحد MRI با توجه به اندازه‌گیری شدت میدان مغناطیسی در نواحی مختلف بخش است. طراحی واحد MRI شامل سه بخش اصلی است؛ (۱) ناحیه تحت کنترل و دسترسی MRI، (۲) محیط MR و (۳) ناحیه پرتابی MR (که در آن احتمال پرتاب شدن اشیای فلزی به سمت دستگاه وجود دارد). شکل ۲-۷ نشان دهنده نمونه طراحی شماتیک واحد MRI است که بعد از اندازه‌گیری به روش گاوسی طراحی شده است و بررسی شده است که شدت میدان مغناطیسی در خارج از محیط MR بیشتر از ۵ میلی تسلا (معادل ۵ گاوس) نباشد. این کار به کمک یک فیزیک پزشک کارآموز انجام می‌شود. درک تعاریف صحیح و اصطلاحات بکاربرده شده در توصیف ایمنی MRI، بخش مهمی از آموزش متخصصان بالینی را شامل می‌شود.

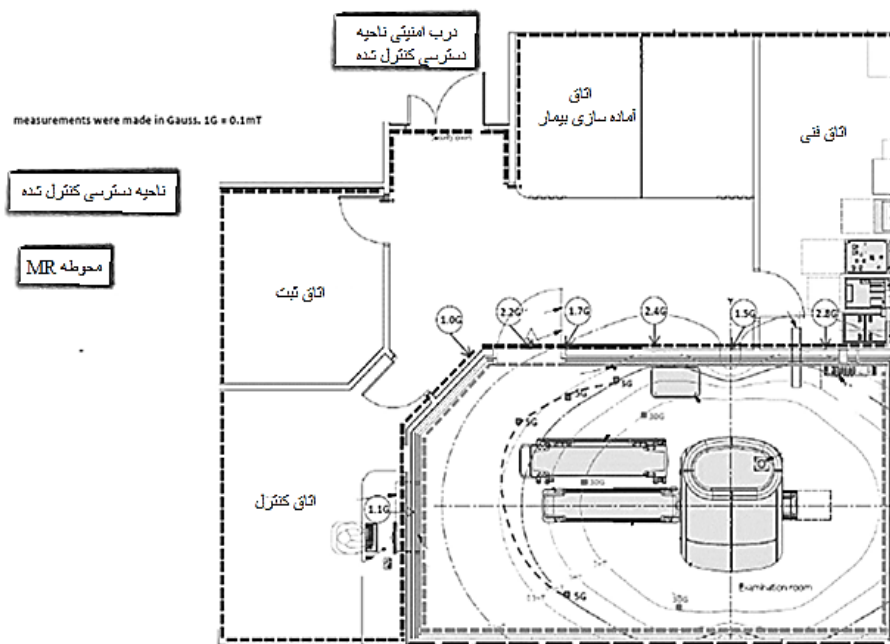
کنترل مناسب دسترسی کارکنان، بیماران و ورود تجهیزات به "ناحیه دسترسی تحت کنترل MRI" امری حیاتی است. همه ورودی‌ها به این ناحیه باید محدود شوند، امکان ورود باید توسط درهایی که پس از هر بار بسته شدن بصورت خودکار قفل می‌شوند و باز شدن آن‌ها منوط به اجازه کارکنان دارای مجوز در MRI است، باشد. متخصصان کارآموز باید انتظار دیدن علائم هشدار را داشته باشند که توجه را بسوی تولید میدان مغناطیسی توسط دستگاه MRI در سطوح بالاتر از حد مجاز جلب می‌کند. صرف نظر از اینکه دستگاه در حال تصویربرداری از بیمار باشد یا نباشد، همه ۲۴ ساعت یک روز و همه ۷ روز هفته، روشن است. شدت بالای میدان مغناطیسی تولیدی توسط دستگاه، اصلی‌ترین خطر است که دلیل آن نیز احتمال پرتاب شدن اشیای فلزی که دارای خاصیت فرومغناطیس هستند، به سمت دستگاه می‌باشد. شکل ۲-۸ نمونه‌ای از یک علامت هشدار را نشان می‌دهد که فرد بعد از ورود به ناحیه دسترسی تحت کنترل MRI، ممکن است با آن مواجه شود.

با توجه به تعاریف استاندارد بین المللی ASTM، F2503-13، دستگاه‌های مستقر و تجهیزات فرعی آن‌ها در یکی از این سه گروه طبقه بندی می‌شوند؛ MR (۱) ایمن (۲) مشروط به وضعیت (۳) نا ایمن. بسیار مهم است که متخصصان بالینی در مشخص کردن وضعیت ایمنی دستگاه خبره باشند و اغلب برای بررسی اینکه تجهیزات وارد شده به ناحیه دسترسی کنترل شده MR که ممکن است وارد محوطه قرارگیری دستگاه نیز بشوند، بطور صحیح طبقه بندی و برچسب‌گذاری شده‌اند، امکانات دستگاه را بازرسی می‌کنند. بعلاوه برای دستگاه‌هایی که در دسته ایمنی "مشروط به وضعیت" قرار گرفته اند، درک و ثبت درست وضعیت فعلی و واقعی ایمنی آن‌ها ضروری می‌باشد.

پرسشنامه ایمنی MRI نام و نام خانوادگی: تاریخ تولد: آدرس: قد: وزن:
آیا تا کنون از باتری قلبی، دریچه مصنوعی و یا استنت استفاده کرده اید؟ توضیحات:
آیا تاکنون عمل جراحی سر، چشم یا گوش داشته اید؟ توضیحات:
آیا تاکنون عمل جراحی در سایر نقاط بدن داشته اید؟ توضیحات:
آیا شانت تخلیه مایع هیدروسفالی دارید؟ آیا قابل برنامه ریزی است؟
آیا تجهیزات کاشته شده در بدن خود دارید؟ (مانند ثابت نگه دارنده مفصل، کلیپس، استنت، کوئل، وسایل الکتریکی، کپسول های فیلم GI، اشیای مغناطیسی، سمعک و...) توضیحات:
آیا تاکنون هرگونه تکه، تراشه، ترکش یا گلوله فلزی در نقاط مختلف بدن بخصوص چشمتان، وارد شده است؟
آیا دندان مصنوعی یا وسیله کمک شنوایی دارید؟
آیا داروی خاص و یا تتو روی پوست بدن و یا هرگونه حلقه آویز در نقاط مختلف مانند گوشواره دارید؟ آیا دچار تشنج و یا سرعت می شوید؟
آیا دیابت دارید؟
آیا آسم و یا هرگونه حساسیت دیگری دارید؟
آیا مشکل کلیوی دارید؟
آیا باردار هستید یا احتمال می دهید که باردار باشید؟ آیا در دوران شیردهی هستید؟

کارشناس، تصویر برداری / دستیار کارشناس: تاریخ:

شکل ۲-۶. یک نمونه از پیرسشنامه ایمنی در MRI



شکل ۲-۷. نمونه‌ای از طراحی یک واحد MRI



شکل ۲-۸. نمونه‌ای از علامت هشدار در ورودی ناحیه دسترسی کنترل شده توسط موسسه مهندسی و فیزیک پزشکی (قابل دسترسی در آدرس www.ipem.ac.uk)

۲-۵-۵. استفاده از هلیوم مایع

هلیوم مایع شده که در مگنت فوق هادی دستگاه MRI استفاده می‌شود، دارای احتمال خطر آفرینی می‌باشد. تجهیزات بالای مگنت و لوله‌های که از درون آن‌ها هلیوم عبور می‌کند، می‌توانند به شدت سرد باشند. لمس این تجهیزات می‌تواند باعث سوختگی در اثر سرمای شدید شود. در طول فرایند تصویربرداری احتمال وقوع این خطر کم است زیرا پوشش‌هایی وجود دارد که دسترسی به این نواحی از دستگاه را محدود می‌کند اما این پوشش‌ها در زمان تعمیر دستگاه برداشته می‌شوند که اغلب در این موقعیت متخصصان فیزیک پزشکی نیز در آنجا حضور دارند. ممکن است میدان مغناطیسی دچار فروپاشی شود (که تحت عنوان پدیده کوونچ شناخته می‌شود) و باعث آزاد شدن سریع و شدید گاز هلیوم بسیار سرد شود. پدیده کوونچ همچنین ممکن است در اثر فعال سازی آن به وسیله هدایت کننده و از طرف اتاق فرمان رخ دهد که دلیل آن می‌تواند رخداد یک شرایط اورژانسی و یا یک اتفاق خودبخودی و بدون اخطار قبلی باشد. پدیده کوونچ بطور عمده همراه با یک صدای بلند انفجاری و آزاد شدن مقداری زیادی گاز هلیوم است. در این شرایط، تخلیه هر چه سریع‌تر محیط MR و محدود کردن دسترسی افراد به اتاق مگنت تا زمان رسیدن مهندسان خدمات MRI، امری مهم است. اگرچه بخش اعظم گاز هلیوم توسط لوله‌ای که برای این کار تعبیه شده است به فضای بیرونی تخلیه می‌شود، اما بازهم خطر باقی ماندن بخشی از گاز هلیوم در داخل اتاق وجود دارد. گاز باقی مانده می‌تواند باعث ایجاد آسیب‌های سرمای می‌شود و در صورتی که سیستم تهویه و

تخلیه گاز نتواند بدرستی عمل کند، گاز هلیوم در فضا جایگزین اکسیژن می‌شود و احتمال ایجاد خفگی برای افراد حاضر در محیط وجود دارد. سیستم‌های چک کننده مقدار اکسیژن موجود در هوا، باید در اتاق نصب شوند و کارکنان را از خطرات مربوط به کاهش غلظت اکسیژن در هوای اتاق مگنت با هشدار به موقع، آگاه سازند. متخصصان بالینی باید برای درک انواع مختلف شرایط مرتبط با ایمنی در MRI آموزش ببینند و طی بازرسی‌های ایمنی سالیانه، بررسی کنند که شرایط ایمنی برقرار است.

۲-۵-۶. وسایل جایگذاری شده در بدن بیمار و تجهیزات کمکی

در بیشتر اوقات از فیزیک پزشکان متخصص خواسته می‌شود که با توجه به دانش و مهارتشان، نظر خود را در مورد بیماری که دارای وسایل پزشکی است و این وسایل در بدن وی جایگذاری شده است (مانند باتری قلبی)، آیا می‌تواند بطور ایمن مورد تصویربرداری واقع شود و یا اینکه ورود تجهیزات فرعی و کمکی (نظیر تجهیزات بیهوشی) به محوطه دستگاه MR ممکن است یا نه. فیزیک پزشک متخصص MR ارتباط کاری نزدیکی با کارشناسان تصویربرداری دارد تا تمام اطلاعات لازم در مورد نوع وسیله پزشکی جایگذاری شده در بدن بیمار و یا تجهیزات فرعی را کسب نماید. اطلاعات ایمنی ضروری در مورد چنین وسایلی را می‌توان از سازنده آن‌ها، گزارشات مربوط به سابقه پزشکی بیمار و کاربردهای مربوط به آن وسیله، کسب نمود. متخصص فیزیک پزشکی MRI که دارای آگاهی و مهارت در حوزه ایمنی MRI است می‌تواند به ارزیابی اطلاعات مربوط به وسایل جایگذاری شده در بدن بیمار و ارائه توصیه‌هایی در مورد شرایط ممکن برای تصویربرداری ایمن از وی، کمک نماید.

با توجه به تعاریف استاندارد بین المللی ASTM، F2503-13، دستگاه‌های مستقر و تجهیزات فرعی آن‌ها در یکی از این سه گروه طبقه بندی می‌شوند؛ MR (۱) ایمن (۲) مشروط به وضعیت (۳) نا ایمن. بسیار مهم است که متخصصان بالینی در مشخص کردن وضعیت ایمنی دستگاه خبره باشند و اغلب برای بررسی اینکه تجهیزات وارد شده به ناحیه دسترسی کنترل شده MR که ممکن است وارد محوطه قرارگیری دستگاه نیز بشوند، بطور صحیح طبقه بندی و برچسب گذاری شده‌اند، امکانات دستگاه را بازرسی می‌کنند. بعلاوه برای دستگاه‌هایی که در دسته ایمنی "مشروط به وضعیت" قرار گرفته‌اند، درک و ثبت درست وضعیت فعلی و واقعی ایمنی آن‌ها ضروری می‌باشد.

متخصصان کارآموز باید تجربه و اطمینان لازم برای مشخص کردن خطاهای سیستم را کسب نمایند و توصیه‌های ضروری جهت ارتقا و یا تغییر اصول ایمنی و کارایی سیستم را ارائه نمایند. بعضی اوقات مشاهده می‌شود که تجهیزات MRI بدرستی دسته بندی و برچسب‌گذاری نشده‌اند. برای مثال، وسیله‌ای که دارای مواد فلزی است اما برچسب آن عبارت "سازگار با MR" را بیان می‌کند، اشتباه برچسب خورده است. یک متخصص MRI کارآموده متوجه می‌شود که عبارت "سازگار با MR" در دسته بندی‌های تعریف شده توسط استاندارد بین المللی ASTM وجود ندارد، بنابراین نباید از چنین برچسبی استفاده شود. با توجه به نوع موادی که در وسایل و تجهیزات استفاده می‌شود، ممکن است بهتر باشد که تجهیزات را با عبارت "مشروط به وضعیت MR" به همراه یک عبارت ثبت شده که بیانگر وضعیت حقیقی استفاده ایمن از آن وسیله است، برچسب‌گذاری کنیم.

۲-۵-۷. محافظت از شنوایی

از دست دادن شنوایی به طور دایم، به دنبال انجام تصویربرداری MR گزارش شده است که در مورد مذکور، از محافظ شنوایی استفاده نشده بود. دستگاه MRI جریان‌های متداولی از کویل‌های گرادیان در میان میدان‌های مغناطیسی ایستا دارد؛ بنابراین نیروهای بسیار قوی روی کویل‌های گرادیان اعمال می‌شود که آن‌ها را به حرکت در می‌آورد. حرکت کویل‌ها نویز هایی با صدای بلند و غیرقابل پیشگیری در دستگاه بوجود می‌آورد. هرچه قدر شدت گرادیان بیشتر و آهنگ تغییر جریان آن سریع‌تر می‌شود، خطر ایجاد آسیب شنوایی نیز افزایش می‌یابد. تغییر جریان سریع در گرادیان‌های سیستم MR باعث ایجاد صدایی با شدت زیاد (معمولاً بین ۸۰ تا ۱۲۰ دسی بل) در طول زمان تصویربرداری می‌شود. نویزهای دستگاه MR معمولاً از محدوده توصیه شده ایمن بیشتر می‌شود. با توافق نامه کنترل نویز در کارهای سازمانی که در سال ۲۰۰۵ انجام شد، کارکنان و افرادی که در معرض صداهایی با شدت بیش از ۸۰ دسی بل قرار می‌گیرند، باید از محافظ شنوایی استفاده نمایند و محدوده شدت صوت نباید از ۸۵ دسی بل بیشتر شود. برای همه افرادی که در هنگام تصویربرداری در اتاق مگنت MRI قرار دارند، استفاده از محافظ شنوایی ضروری است.

۲-۵-۸. ایمنی و عوامل کنتراست در MR

اطلاعات قابل توجهی در حوزه تاثیرات ایمنی میدان مغناطیسی ایستا، میدان‌های مغناطیسی متغیر در زمان و میدان‌های الکترومغناطیسی RF بر روی رشد جنین در حال گردآوری است. تا

به امروز، هیچ مطالعه مستندی که نشان دهنده آسیب مستقیم بر اثر میدان مغناطیسی MRI بر روی مادر یا جنین در دوران بارداری باشد، موجود نیست. یک مطالعه که توسط ریوز و همکاران وی در سال ۲۰۱۰ انجام شد، استناد می‌کند که قرار گرفتن جنین در معرض میدان مغناطیسی با شدت ۱/۵ تسلا، به هنگام تصویربرداری در طول سه ماهه دوم و سوم بارداری با افزایش خطر ایجاد اختلالات شنوایی جدی در جنین، رابطه‌ای ندارد. هرچند تصویربرداری از زنان باردار تنها زمانی باید انجام شود که توجیه بالینی برای مادر یا جنین داشته باشد. کارکنان باردار نیز باید بعد از ارزیابی بی خطر بودن حضورشان در محیط MRI به کار خود ادامه دهند اما باید از حضور در اتاق مگنت به هنگام تصویربرداری اجتناب نمایند.

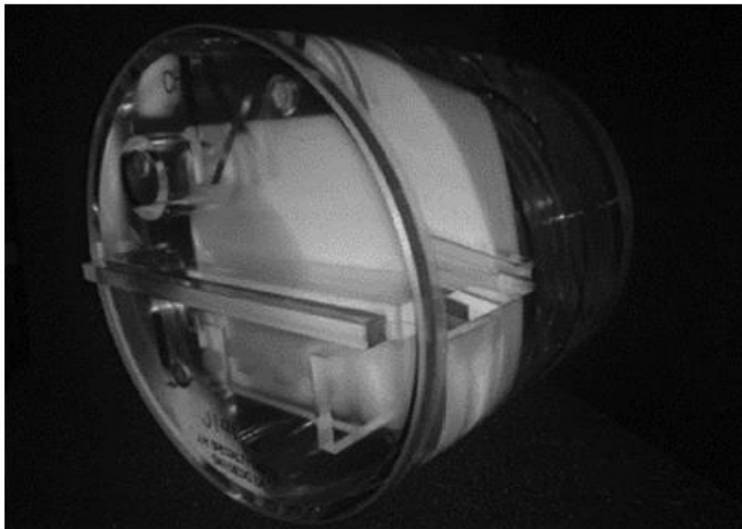
۲-۶. کنترل کیفی MRI

کنترل کیفی MRI برای کاهش خطرات مربوط به عملکرد نادرست دستگاه MRI در استفاده بالینی اهمیت دارد. این کار می‌تواند کیفیت تشخیص بالینی و در نهایت ایمنی را ارتقا بخشد. متخصصان بالینی تعدادی آزمون سنجش عملکرد انجام می‌دهند تا پی ببرند اشکالی که در عملکرد دستگاه وجود دارد؛ (۱) نیاز به تعمیر فوری دارد، (۲) نیاز به تعمیر جزئی در حال و سرویس در آینده دارد و یا (۳) صرفاً نیاز به آگاهی از آن و چک کردن وجود دارد. وقتی وجود اختلال در سیستم مشاهده می‌شود، تعمیر آن همیشه یک کار ممکن و هزینه اثر بخش نیست، بنابراین نیاز است تا ارزیابی خطر انجام شود و از روی تجربه در مورد آن قضاوت شود. بعضی اوقات نیاز به انجام آزمایشات گسترده و نظام مند توسط متخصصان و مهندسان، با همکاری یکدیگر است تا تعیین کنند که دقیقاً کدام بخش سیستم باعث اختلال در عملکرد دستگاه و کیفیت تصویر شده است.

مدت زمانی که طول میکشد تا دستگاه تعمیر شود، دارای هزینه اقتصادی است و منجر به زمان انتظار طولانی برای بیمار می‌شود. انرژی و زمانی که متخصصان بالینی روی فرایندهای کنترل کیفی می‌گذارند، گاهی اوقات می‌تواند ریشه‌ای ایراد در سیستم را مشخص نماید و به راه‌اندازی مجدد و سریع‌تر آن بیانجامد. گزارش ۱۱۲ IPEM (تضمین کیفیت و آرتیفک‌ها در تصویربرداری تشدید مغناطیسی) می‌تواند یک مرجع راهنمای خوب در حوزه کنترل کیفی MR باشد.

دانشکده پرتوشناسی آمریکا (ACR) اطلاعات مفیدی در زمینه اصول راهنمای کنترل کیفی ارائه می‌نماید. تصویر ۹ فصل ۲ نشان دهنده یک فانتوم است که برای کنترل کیفی در بسیاری از فضاها ی MRI بالینی و پژوهشی استفاده می‌شود.

در یک فرایند معمول آزمایش کنترل کیفی، فیزیک پزشکان متخصص MR باید اولاً آگاه بر مسایل ایمنی باشند، آن‌ها باید مطمئن شوند که در محیط MR فعالیتی که غیر ایمن باشد، انجام نمی‌شود. فیزیک پزشک باید شیء آزمایشی را به نحو درستی در مرکز تونل دستگاه MR قرار دهد و جهت صحیح قرار گرفتن آن را با استفاده از لیزرهای مخصوص ارزیابی نماید. خیره نشدن به نور لیزر بسیار مهم است زیرا این کار می‌تواند باعث آسیب جزئی به چشم شود. بعد از اینکه شیء آزمایشی به درستی در مرکز تونل دستگاه قرار گرفت، تنظیم سکانس‌های مربوط به کنترل کیفی که باید برای جمع آوری اطلاعات اجرا شوند، ضروری می‌باشد. سکانس‌های MR می‌توانند توسط یک فیزیک پزشک مجرب تنظیم شده و در سیستم ذخیره شوند و بعد کسب اطمینان از درستی آن‌ها، در آزمون‌های بعدی کنترل کیفی مجدداً از موارد مشابه آن‌ها استفاده شود. برنامه کنترل کیفی ممکن است شامل آزمون‌های کوتاه روزانه و هفتگی باشد و می‌تواند توسط کارشناس تصویربرداری انجام شود و علاوه بر آن آزمون‌های سالیانه نیز وجود دارد که تخصصی‌تر و طولانی‌تر است و توسط متخصص فیزیک پزشکی انجام می‌شود.



شکل ۲-۹. فانتوم کنترل کیفی MRI در ACR

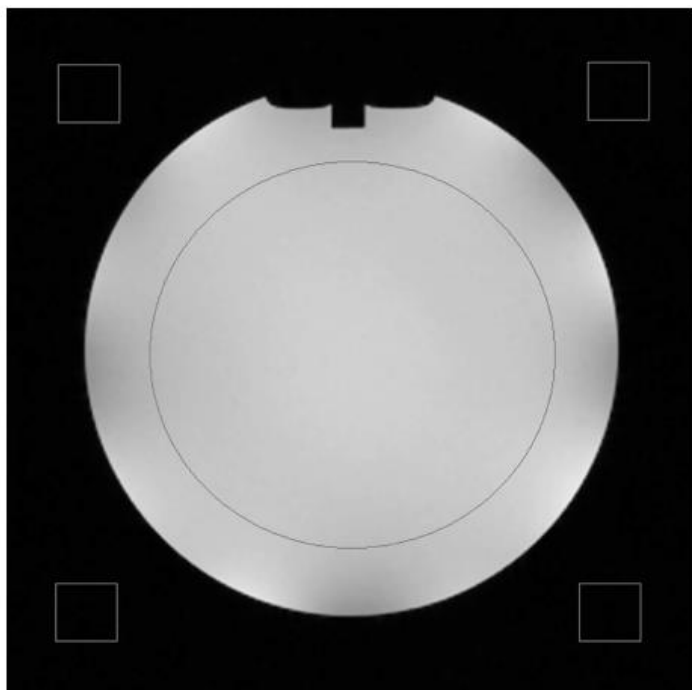
آزمون‌های کنترل کیفی سالیانه، بر حسب اینکه چند نوع آزمون قرار است انجام شود و چه تعداد کوئل باید مورد ارزیابی قرار گیرد، بین ۲ تا ۴ ساعت زمان می‌برد. آزمایش عملکرد MRI شامل بررسی پارامترهای ذیل می‌باشد:

SNR: مقدارسنجی SNR اغلب توسط یک فانتوم با عنوان "Flood Field" استفاده می‌شود که به شکل کره یا استوانه است و محتوی نوعی مایع یا روغن می‌باشد. در فانتوم، توزیع چگالی پروتون بصورت یکنواخت است. مقایسه مقدار SNR ارزیابی شده با یک مقدار مناسب بعنوان معیار سنجش که به هنگام پذیرش دستگاه معین شده است، بسیار مفید می‌باشد. آزمایش مقدارسنجی SNR اگر به طور منظم و با جدیت انجام شود، حساسیت زیادی در بموقع نشان دادن اختلالات تدریجی و یا ناگهانی پیش آمده برای دستگاه دارد. برای مثال ایجاد تدریجی نویز حاد الکتریکی که حاصل ارتباط سست بین اجزای سخت افزار دستگاه است، ممکن است باعث کاهش شدید در SNR تصویر شود. این ایراد می‌تواند در مراحل اولیه تشخیص داده شود و با تعمیر بموقع از بدتر شدن آن پیشگیری شود. چندین روش مختلف برای اندازه‌گیری SNR وجود دارد. بعنوان بخشی از برنامه کنترل کیفی، ساده‌ترین روش اندازه‌گیری "زمینه" است که بطور معمول انجام آن فقط چند دقیقه زمان می‌برد و می‌تواند بصورت روزانه یا هفتگی تکرار شود. اگرچه اندازه‌گیری مقدار SNR می‌تواند کارکنان را از وجود مشکل در دستگاه آگاه سازد، اما کاهش مقدار آن نسبت به معیار سنجش، الزاما دلیل خاصی ندارد. شکل ۲-۱۰ نشان دهنده تصویر گرفته شده از فانتوم ACR است که برای سنجش سریع مقدار SNR تعبیه شده است.

یکنواختی: اندازه‌گیری یکنواختی شدت سیگنال نیز معمولاً با استفاده از تصاویر بدست آمده از "فانتوم سیال" سنجیده می‌شود.

اختلاف بین شدت سیگنال‌های بدست آمده از یک شیء یکنواخت، نشان دهنده اختلال احتمالی در کوئل RF است اما این نتایج باید در کنار نتایج دیگر آزمون‌های انجام شده، تفسیر شود.

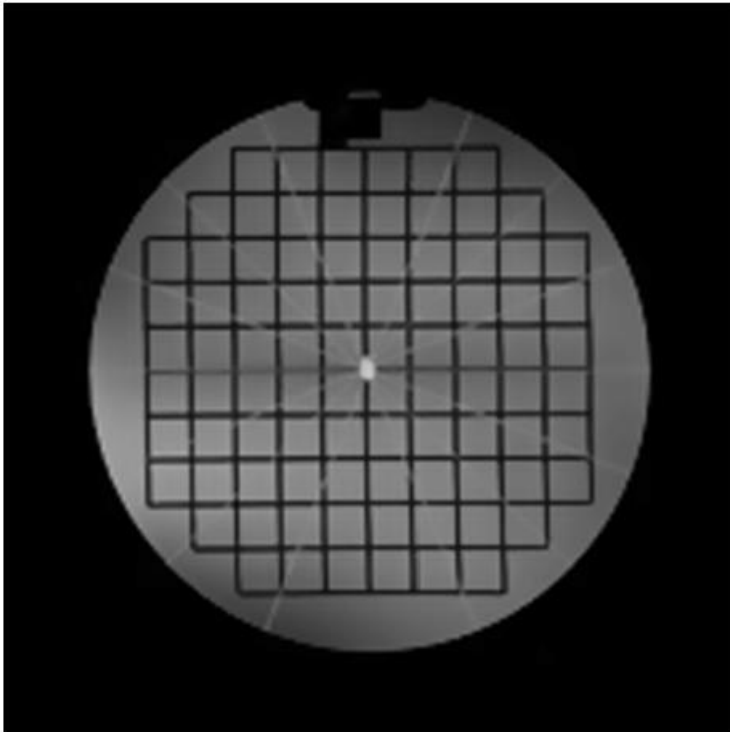
اعوجاج و هندسه خطی: این اندازه‌گیری از طریق محاسبه فواصل بین نشان‌های موجود در تصویر MR که بیانگر نشان‌های جایگذاری شده در فانتوم (شیء آزمایش) است، انجام می‌شود و فاصله واقعی بین نشان‌های موجود در فانتوم، بعنوان فواصل معیار شناخته می‌شود (شکل ۲-۱۱).



شکل ۲-۱. تصویر فانتوم ACR برای محاسبه SNR، نمونه‌ای از نواحی دلخواه (ROI) که می‌تواند برای محاسبه استفاده شود، توسط دایره بزرگ برای محاسبه میانگین سیگنال در تصویر فانتوم نشان داده شده است و مربعات نیز برای سنجش انحراف معیار مقدار نویز زمینه است.

با مقایسه بین اختلاف بین فواصل در تصویر و مقایسه آن‌ها با فواصل واقعی در فانتوم، امکان کمی سازی و ارزیابی عینی وجود دارد تا بفهمیم که شکل شیء آزمایشی با چه میزان دقتی در تصویر نشان داده شده است. خطای نشان داده شده در این آزمایش، ممکن است به دلیل ضعف در یکنواختی میدان مغناطیسی ایستا و یا وجود اختلال در عملکرد گرادیان‌ها باشد.

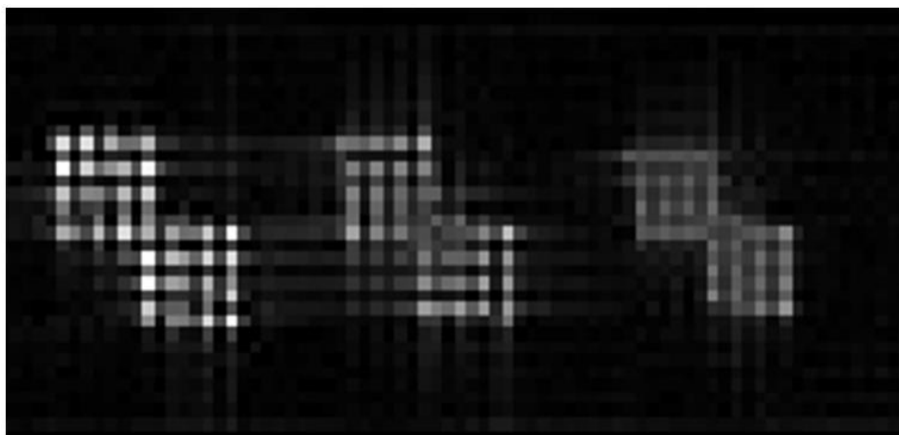
قرارگیری اسلایس: آزمون وضعیت قرارگیری اسلایس، میزان دقت در تصویربرداری بر اساس سکانس محدوده نما (لوکالایزر) را نشان می‌دهد. وجود ایرادات بزرگ نشان دهنده عملکرد یا یکنواختی ضعیف گرادیان‌هاست اما علاوه بر اینها ممکن است بدلیل بروز خطای انسانی در قراردادن صحیح فانتوم یا چینش درست مقاطع (اسلایس‌ها) باشد؛ بنابراین، بهتر است قبل از قطعی دانستن اشکالات و یا اطلاع به مهندسين خدمات، آزمایش را چند مرتب تکرار نماییم.



شکل ۲-۱۱. تصویر بدست آمده از فانتوم ACR برای آزمودن اعوجاج و هندسه خطی. نمونه‌ای از نواحی دلخواه که می‌تواند برای محاسبات مربوطه استفاده شود، توسط چندین خط که در مرکز تصویر به هم متمم شده‌اند، نشان داده شده است که برای محاسبه قطر داخلی فانتوم استوانه‌ای استفاده می‌شود.

ضخامت مقطع: عرض قالب مقطع تصویر با مقدار تعیین شده در تنظیمات تصویر مقایسه می‌شود. وجود خطای بارز ممکن است بدلیل ایراد در سیستم گرادیان‌ها و یا کوئل‌های RF باشد.

قدرت تفکیک فضایی: این قابلیت توانایی دستگاه در به تصویر کشیدن اشیای کوچک با نسبت کنتراست به نویز بالا و اندازه ماتریکس و میدان دید (FOV) مشخص شده را نشان می‌دهد. خطاهای نشان داده شده در این آزمون می‌تواند دلایل مختلفی داشته باشد؛ سیستم گرادیان ضعیف یا غیر یکنواختی میدان مغناطیسی از جمله آن‌هاست. شکل ۲-۱۲ نشان دهنده تصویری از یک فانتوم ACR است که برای ارزیابی قدرت تفکیک فضایی از آن استفاده می‌شود.

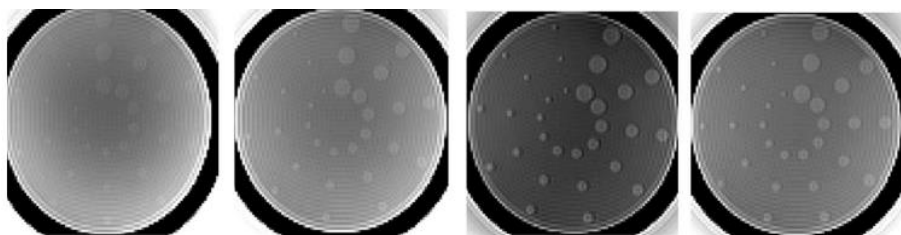


شکل ۲-۱۲. تصویر بدست آمده از فانتوم ACR برای ارزیابی قدرت تفکیک فضایی

ارتیفکت شبیح مانند: آرتیفکت شبیح مانند، تصویربرداری ضعیف از یک جسم است که تصویر آن نسب به محل قرارگیری اولیه خود دچار جابجا شدگی است. آزمون مربوط به این آرتیفکت، میزان وقوع آن در تصویر را به صورت کمی شده بیان می‌کند. خطاهای موجود در این آزمون الزاما دلایل خاصی ندارند اما انجام آن باعث می‌شود سو عملکرد سیستم نمایش داده شود.

نسبت کنتراست به نویز: در دستگاه‌هایی که این آزمون با خطا روبرو می‌شود، تشخیص دادن اشیایی با کنتراست کم نسبت به زمینه تصویر و یا تمییز دادن اجسام کنار هم سخت خواهد بود. پایین بودن نسبت کنتراست به نویز ممکن است روی تشخیص‌های بالینی هم اثر بگذارد.

شکل ۲-۱۳ نشان دهنده تصاویر بدست آمده از فانتوم ACR است که از آن‌ها برای ارزیابی نسبت کنتراست به نویز و بر اساس اینکه حلقه‌های حلقوی کوچک در تصویر نسبت به زمینه چگونه ظاهر شده‌اند، استفاده می‌شود. بعد از اینکه تصاویر فانتوم توسط دستگاه بدست آمد، اغلب لازم است که ارزیابی تصویر با فاکتورهای کمی انجام شود تا وجود ایراد در عملکرد دستگاه بصورت عینی انجام شود. این امر ممکن است چندین ساعت زمان ببرد، که شامل نوشتن خلاصه‌ای از روند کار نیز می‌شود. آنالیز و ارزیابی تصویر با استفاده از نرم‌افزارها که محاسبات را بصورت خودکار انجام می‌دهند، کار چندان پیچیده‌ای نیست.



شکل ۲-۱۳. تصاویر بدست آمده از فانتوم ACR برای محاسبه نسبت کنتراست به نویز.

فیزیک پزشکان ممکن است مشغول برنامه نویسی الگوریتم‌های محاسبات مربوط به کنترل کیفی تصاویر باشند تا این فرایندها با استفاده از الگوریتم‌ها بصورت خودکار انجام شود. غالباً زمان گذاشتن روی بررسی و توسعه نرم‌افزارها بهتر از ساعت‌ها صرف وقت برای دسته بندی و ارزیابی داده‌ها بصورت دستی است.

نقش متخصصان بالینی، شامل ارتقای پروتکل‌های کنترل کیفی و فرایندهای تضمین کیفیت در MR، اکتساب داده‌ها، پردازش آن‌ها، ارزیابی و نهایتاً گزارش کردن داده‌هاست. بازنگری آزمون‌های کنترل کیفی و معیارهای آن‌ها بسیار مهم است زیرا همچنان که فناوری MRI توسعه می‌یابد، لازم است تا معیارهای ارزیابی کنترل کیفی آن نیز به‌روز شوند.

۲-۷. آینده MRI

در چهل سال گذشته ثابت شده است که MRI یک روش بسیار قوی در تشخیص بیماری است. در ۱۰ تا ۲۰ سال آینده تداوم در توسعه ی MRI بسیار محتمل است و افزایش قابل توجهی در کاربردهای پژوهشی و بالینی آن روی خواهد داد. فیزیک مورد نیاز متخصصان MRI، فراتر از ظرفیت علمی کارکنان سایر بخش‌های بیمارستان است، بنابراین ادامه بکارگیری، ابقا، آموزش و دوره‌های ارتقایی در این زمینه بسیار مهم است.

توسعه‌های محتمل این حوزه شامل روش MRS جهت تعیین نقشه برش و پروفایل متابولیک و نیز تصویربرداری مولکولی از نواحی مختلف آناتومیک می‌باشد. احتمال اینکه MRS در پژوهش و تشخیص‌های رایج کاربرد بسیار زیادی پیدا کند، وجود دارد. قدرت تفکیک فضایی و زمانی MRS نسبت به روش MRI مرسوم، پایین‌تر است. اگرچه با استفاده از سخت افزارهای

توسعه یافته MRI و سیستم‌های محاسباتی، احتمال اینکه روش MRS کاربردهای زیادی پیدا کند وجود دارد. دستگاه‌های MRI تمام بدن نیز ممکن است در آینده بعنوان سیستم‌هایی مطرح شوند که می‌تواند سیگنال را علاوه بر هسته اتم هیدروژن، از دیگر هسته‌ها نظیر کربن، سدیم و فسفر به طور دلخواه دریافت نماید. MRS قلب با استفاده از سیگنال فسفر، یکی از کاربردهای موردتوجه در ارزیابی انرژی متابولیسم قلبی بصورت غیرتهاجمی است که امکان بررسی بیماری‌های میوکارد قلب را فراهم می‌سازد. استفاده از MRS قلب بعنوان یک روش احتمالی پرکاربرد در آینده، به کمک متخصصان فیزیک پزشکی برای غلبه بر چالش‌های فنی این حوزه، میسر خواهد شد.

روش‌های MR که از قطبی سازی بالا استفاده می‌کنند و می‌توانند SNR را با ضریب ۱۰۰۰۰ بطور بالقوه افزایش دهند، بسیار مورد توجه می‌باشد. با انجام حمایت‌های لازم در زمینه توسعه اصول فیزیکی MRI، توسعه روش‌های مذکور برای کاربردهای رایج بالینی در آینده ممکن خواهد شد، نمونه آن کاربرد هسته کربن ۱۳ در بهبود سیگنال برای تصویربرداری متابولیک در زمان واقعی خواهد بود (اپس و همکاران ۲۰۱۸).

روش‌های مختلف MRI با استفاده از توسعه سخت افزارها، کامپیوترهای بسیار قوی و هوش مصنوعی (AI)، به طور متداوم در حال پیشرفت هستند. MRI می‌تواند برای تولید انواع کنتراست‌های تصویری مورد استفاده قرار گیرد اما، ارزیابی و تفسیر داده‌هایی که در این کار ایجاد می‌شوند، ممکن است چالش برانگیز و زمان بر باشد. پردازش و ارزیابی داده‌ها با استفاده از هوش مصنوعی، پیشرفت‌های سریع را حاصل و بعنوان دستیاری برای فیزیک پزشکان در کارآزمایی و اعتبارسنجی روش‌های جدید عمل می‌نماید.

احتمال اینکه در آینده از دستگاه‌های MRI بسیار قوی که از میدان ۷ تسلا استفاده می‌کنند، در کاربری‌های بالینی بصورت رایج استفاده شود، بسیار زیاد است. نقش متخصصان بالینی در کسب اطمینان از ایمنی فرایندها، بسیار مهم و اساسی است. بعلاوه، سیستم‌های MRI دوگانه که هم در تکامل دیگر روش‌های تصویربرداری نقش دارند و هم در ارائه راهنمایی‌ها برای درمان موثر هستند، با احتمال زیاد در آینده توسعه خواهند یافت. برای مثال، روشی با عنوان فراصوت پر شدت و متمرکز تحت هدایت MR، یک فناوری نوظهور و و خاص است (کیفیت

سلامت اونتاریو ۲۰۱۸) که در حال حاضر در مرحله رشد و تکامل است اما در آینده بسیار موثر خواهد بود و نیازمند آگاهی از اصول فیزیکی ترکیبی بین فراصوت و MRI است.

اگر مسیر فعلی توسعه فناوری متداوم باشد، کاربردهای MRI بیشتر خواهد شد، فلذا تعداد دستگاه‌های جدید MR که در بیمارستان‌ها و مراکز تصویربرداری نصب می‌شوند، بیشتر خواهد شد. همچنین نیاز به فیزیک پزشکان متخصص در این حوزه نیز افزایش می‌یابد تا به پیشرفت در این حوزه کمک نمایند و کاربری‌های بدیع و پیشبرد پژوهش‌ها در این حوزه را حاصل نمایند. بدون شک، فیزیک پزشکان این حوزه با چالش‌ها و فرصت‌های بالقوه زیاد و نیز چشم انداز شغلی بسیار جذابی روبرو هستند که می‌تواند تاثیر به سزایی در آینده علوم مراقبت از سلامت داشته باشد.

منابع

- ACR Committee on MR Safety (2020). "Americal College of Radiology (ACR) Guidance Document on MR Safe Practices: Updates and Critical Information 2019". *J Magn Reson Imaging* **51**(2): 331–338.
- Apps A, Lau J, Peterzan M, et al. (2018). "Hyperpolarised Magnetic Resonance for In Vivo Real-Time Metabolic Imaging". *Heart* **104**: 1484–1491.
- Assaf Y and Pasternak O (2008). "Diffusion Tensor Imaging (DTI)-Based White Matter Mapping in Brain Research: A Review". *J Mol Neurosci* **34**: 51–61.
- Baliyan V, Das CJ, Sharma R and Gupta AK (2016). "Diffusion Weighted Imaging: Technique and Applications". *World J Radiol* **8**(9): 785–798.
- Berman RM, Brown AM, Chang SD, et al. (2016). "DCE MRI of Prostate Cancer". *Abdomin Radiol* **41**(5): 844–853.
- Bernstein MA, King KF and Zhou XJ (2004) *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier Academic Press, London, UK.
- Bizino MB, Hammer S and Lamb HJ (2014). "Metabolic Imaging of the Human Heart: Clinical Application of Magnetic Resonance Spectroscopy". *Heart* **100**: 881–890.
- Bojorquez JZ, Bricq S, Acquitte C, Brunotte F, Walker PM and Lalande A (2017). "What Are Normal Relaxation Times of Tissues at 3 T?". *Magn Reson Imaging* **35**: 69–80.
- Brown RW, Cheng Y-CN, Haacke M, Thompson MR and Venkatesan R (2014). *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*, 2nd edition. John Wiley and Sons, UK.
- Chowdhury A, Harding SG, Carpenter TA, Price CJ, Guadagno JV and Baron JC (2003) "First Results of a Multi-Slice 2D Time-of-Flight (TOF) Magnetic Resonance

- Angiography (MRA) Sequence on a 3T Whole Body Scanner for Stroke Diagnosis”. BC ISMRM proceedings.
- de Graaf RA (2019). In Vivo *NMR Spectroscopy: Principles and Techniques*, 3rd edition. John Wiley and Sons, UK.
- Elster AD (2020). “Questions and Answers in MRI”. Online Available at: <http://www.MRIquestions.com/> [accessed 11 September 2020].
- Ethofer T, Mader I, Seeger U, et al. (2003). “Comparison of Longitudinal Metabolite Relaxation Times in Different Regions of the Human Brain at 1.5 and 3 Tesla”. *Magn Reson Med* **50**(6): 1296–1301.
- Ferré J-C, Bannier E, Raoult H, Mineur G, Carsin-Nicol B and Gauthier J-Y (2013) “Arterial Spin Labeling (ASL) Perfusion: Techniques and Clinical Use”. *Diagn Interv Imaging* **94**(12): 1211–1223.
- Haaga JR and Boll D (2016). *CT and MRI of the Whole Body*, 6th edition. Elsevier, Germany.
- Health Quality Ontario (2018). “Magnetic Resonance-Guided Focused Ultrasound Neurosurgery for Essential Tremor: A Health Technology Assessment”. *Ont Health Technol Assess Ser* **18**(4): 1–141.
- Hornak JP (2020) “The Basics of MRI”. Online Available at: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/> [accessed 11 September 2020].
- Ilangovan R and Stewart O, eds. (2020) “MRImaster.com”. Online Available at: <https://mrImaster.com/> [accessed 11 September 2020].
- Jalali R, Chowdhury A, Wilson M, Miall R and Galea J (2018). “Neural Changes Associated with Cerebellar tDCS Studied Using MR Spectroscopy”. *Exp Brain Res* **236**(4): 997–1006.
- Kelley LR and Petersen CM (2018) *Sectional Anatomy for Imaging Professionals*, 4th edition. Elsevier, Germany.
- McRobbie D and Semple S, eds. (2017). *IPEM Report 112. Quality Control and Artefacts in Magnetic Resonance Imaging*. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York. UK.
- McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ and Prince MR (2017). *MRI from Picture to Proton*, 3rd edition. Cambridge University Press, UK.
- MHRA (2021). *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use*. Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency, London.
- Paulson F and Waschke J (2011). *Sobotta Atlas of Human Anatomy, Package*, 15th edition. Elsevier, Germany.
- Perman WH, Hilal SK, Simon HE and Maudsley AA (1984). “Contrast Manipulation in NMR Imaging”. *Magn Reson Imaging* **2**(1): 23–32.
- Rai S, Chowdhury A, Reniers RLEP, Wood SJ, Lucas SJE and Aldred S (2018). “A Pilot Study to Assess the Effect of Acute Exercise on Brain Glutathione”. *Free Radic Res* **52**(1): 57–69.

- Reeves MJ, Brandreth M, Whitby EH, et al. (2010). "Neonatal Cochlear Function: Measurement after Exposure to Acoustic Noise during In Utero MR Imaging". *Radiology* 257: 802–809.
- Rinck PA (2018). *Magnetic Resonance in Medicine. A Critical Introduction. The Basic Textbook of the European Magnetic Resonance Forum*, 12th edition. BoD, Germany.
- Shellock FG (2020). "MRIsafety.com". Online Available at: <http://www.mrisafety.com/> [accessed 11 September 2020].
- Westbrook C (2016). *MRI at a Glance*, 3rd edition. John Wiley and Sons, Ltd. UK.

فیزیک فراصوت

Emma Chung and Justyna Janus

تصویربرداری فراصوتی از سایر روش‌های تصویربرداری پزشکی متفاوت است. اگر امواج فراصوت به بدن تابیده شود از طریق اکویی که از بافت‌های نرم، مایعات و سطوح به عقب بر می‌گردد، می‌توان ساختارهای بدن را به تصویر کشید. دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی نخستین بار در اوایل دهه ۱۹۵۰ توسعه یافتند که منجر به انتشار اولین مقاله فراصوت زنان و زایمان در Lancet شد که تصویری از سر جنین را نشان می‌داد (Donald, MacVicar and Brown 1958). با توجه به شواهدی که نشان می‌دهد قرار گرفتن در معرض پرتوهای ایکس در دوران بارداری می‌تواند مضر باشد، سونوگرافی به عنوان یک تکنیک بسیار امن برای اسکن در دوران بارداری در حال حاضر به طور کامل جایگزین پرتوهای ایکس شده است. امروزه سونوگرافی بعد از پرتوهای ایکس مسطح^۱ دومین روش تصویربرداری است. هر چه سونوگرافی قابل حمل تر و مقرون به صرفه تر می‌شود، استفاده‌های پزشکی از آن به رشد خود ادامه می‌دهد.

1. Planar X-Ray

طی دهه گذشته، پیشرفت‌های محاسباتی امکان جمع‌آوری و پردازش سریع داده‌های فراصوت را فراهم کرده است که منجر به خلق روش‌های تصویربرداری جدید شده است. ضروری است که از طریق حضور در نمایشگاه‌ها و محصولات تولیدکنندگان، از آخرین پیشرفت‌ها آگاه باشید. دانشمندان بالینی متخصص در سونوگرافی معمولاً مسئول ایمنی و تضمین کیفیت^۱ (QA) هستند. آن‌ها اغلب درگیر تحقیق و نوآوری هستند و از مهارت‌های آزمایشگاهی یا برنامه‌نویسی خود برای حمایت از توسعه و ارزیابی تکنیک‌های جدید فراصوتی استفاده می‌کنند.

شما می‌توانید از طریق ادغام تکنیک‌های نوظهور فراصوت در کلینیک‌ها و بخش‌ها و حمایت از آزمایش‌های بالینی با بیماران کار کنید. دانشمندان بالینی می‌توانند پشتیبانی عملی و علمی را برای کمک به کاربران جدید ارائه دهند تا بهترین بهره را از تجهیزات خود ببرند و برای چندین ماه به تیم‌های بالینی ببینند و به آن‌ها در ایجاد تکنیک‌های جدید کمک کنند.

دستگاه‌های سونوگرافی قابل حمل و دستگاه‌های جیبی به طور فزاینده‌ای برای متخصصان غیرتصویربرداری (مانند پزشکان اورژانس و پزشکان عمومی) که می‌خواهند از امواج فراصوت برای یک هدف تصویربرداری خاص مثل جای‌گذاری درن^۲ قفسه سینه یا سوزن بیوپسی، یا بیپوشی هدفمند استفاده کنند، جذاب هستند (شکل ۳-۱). تجهیزات سونوگرافی می‌تواند از تجهیزات پزشکی تخصصی مانند اسکنرهای مئانه و مانیتورهای پایش ضربان قلب جنین تا اسکنرهای فراصوتی همه کاره را شامل شوند. در انرژی‌های بالاتر، از امواج فراصوت می‌توان در روش‌های درمانی مثل فیزیوتراپی، تحریک مغز و نابودی تومور استفاده کرد. به عنوان مثال، سونوگرافی متمرکز با شدت بالا^۳ (HIFU) می‌تواند برای درمان سرطان پروستات موضعی به عنوان جایگزینی برای جراحی استفاده شود. بنابراین، آموزش فیزیک فراصوتی و ایمنی و فرایندهای QA باید طیف وسیعی از کاربردهای بالینی را پوشش دهد.

معمولاً بیمارستان‌ها مجهز به صدها اسکنر سونوگرافی تشخیصی هستند. این امر چالش‌های لجستیکی را برای مدیریت QA فراصوت ایجاد می‌کند. در مقایسه با بررسی سالانه کنترل

1. Quality Assurance

2. Drain

3. High-Intensity Focused Ultrasound

کیفیت^۱ MRI، که معمولاً شامل ارزیابی تعداد انگشت شماری از دستگاه‌ها می‌شود، QC اسکنرهای فراصوت در طول سال به صورت مداوم انجام می‌شود. بنابراین، زمان بندی QC فراصوت نیازمند سازماندهی و ارتباط خوب با کاربران برای بررسی تجهیزات و جلوگیری از اختلالات غیرضروری خدمات بالینی است. بین آزمون‌های QC، باید متخصصان فراصوت و رادیولوژیست‌ها را تشویق کنید تا تجهیزات خود را به طور منظم برای شناسایی خطاهای رایج پروب بررسی کنند. اگر نقصی پیدا شود، تعمیرات باید به سرعت از طریق مهندسی بالینی یا به عنوان بخشی از قراردادهای خدمات محلی سازماندهی شود. با توجه به تعداد اسکنرهای درگیر، مستندسازی دقیق نتایج QC فراصوت برای مقایسه نتایج و نظارت بر عملکرد اسکنر در طول زمان حیاتی و مهم است.



شکل ۳-۱. تزریق یک بلوک عصبی با هدایت فراصوت

به عنوان یک دانشمند بالینی در سونوگرافی، شما ممکن است با موارد ذیل درگیر باشید:

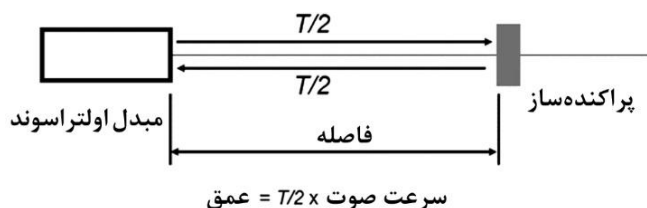
- طراحی و مدیریت برنامه‌های تضمین کیفیت
- آزمون پذیرش تجهیزات جدید سونوگرافی
- بررسی پروتکل‌های محلی برای اطمینان از اینکه کنترل کیفی دستگاه‌های فراصوت از دستورالعمل‌های ملی و بین‌المللی پیروی می‌کند.

- آموزش کارکنان NHS و دانشجویان دانشگاه
- توسعه فانتوم‌های آزمایشگاهی و اشیاء آزمون QC برای کاربردهای فراصوت غیرمعمول یا نوظهور
- تحقیق و توسعه خدمات مرتبط با فراصوت
- اندازه‌گیری توان خروجی سیستم فراصوت (به عنوان مثال برای استفاده از تجهیزات سونوگرافی بدون علامت CE)
- توسعه نرم‌افزار پردازش تصویر و تجزیه و تحلیل سیگنال
- استفاده از شبیه‌سازی‌ها (به عنوان مثال شبیه‌سازی انتشار امواج فراصوت، مانند موج k

۳-۱. فراصوت چیست؟

فناوری فراصوت پزشکی پس از جنگ جهانی دوم بر اساس فناوری سونار (Sound Navigation Ranging) برای شناسایی زیردریایی‌ها توسعه یافت. در سونار، یک "پینگ" صدا منتشر می‌شود و سپس با تجزیه و تحلیل جهت، شدت و زمان پژواک‌های حاصل، نقشه شدت اکو تشکیل می‌شود. این فرایند از اصل انعکاس اکو استفاده می‌کند که خفاش‌ها و دلفین‌ها به طور طبیعی از آن بهره می‌گیرند. همانطور که سرعت صوت در آب مشخص است، با اندازه‌گیری زمان بازگشت پژواک به مبدا، شدت اکو به عنوان تابعی از عمق ثبت می‌شود (شکل ۳-۲).

در کاربردهای پزشکی، یک پالس اکو با فرکانس بالا (فراصوت) با "پینگ" جایگزین می‌شود. امواج فراصوت دارای طول موج کوتاه تری نسبت به امواج صوتی (> 1 میلی‌متر) است، بنابراین برای تجسم آناتومی مناسب است.



شکل ۳-۲. اصل پژواک. اکو با یک زمان پژواک مشخصه (T) به سمت مبدا پراکنده می‌شود که برای محاسبه عمق هدف استفاده می‌شود.

سرعت انتشار امواج فراصوتی در بافت با توجه به چگالی هر بافت متفاوت است. از آنجایی که اکثر بافت‌های نرم دارای مقادیر مشابهی از سرعت اکو هستند (جدول ۳-۱)، این موضوع امکان تبدیل زمان اکو به عمق تصویر را با دقت معقولی فراهم می‌کند. تقریباً همه اسکنرهای فراصوت برای ایجاد تصویر، سرعت متوسط صوت در بافت نرم را ۱۵۴۰ متر بر ثانیه فرض می‌کنند. اگر سرعت صوت از این مقدار منحرف شود اعماق بافت‌های مختلف (چربی یا استخوان) کوتاه‌تر ($c > 1540$ متر بر ثانیه) یا بلندتر ($c < 1540$ متر بر ثانیه) به نظر می‌رسند.

جدول ۳-۱. سرعت صوت (c) و چگالی (ρ) مواد بیولوژیکی رایج

مواد	سرعت (m/s)	عمق (kg/m ³)
هوا	۳۴۳	۱,۲
چربی	۱۴۵۰	۹۵۲
کبد	۱۵۵۰	۱۰۶۰
کلیه	۱۵۶۰	۱۰۳۸
ماهیچه	۱۵۸۰	۱۰۸۰
خون	۱۵۷۵	۱۰۵۷
استخوان	۳۵۰۰	۱۹۱۲

میانگین سرعت صوت در بافت نرم ۱۵۴۰ متر بر ثانیه است.

اسکنرهای فراصوت پزشکی برای تولید پالس‌های کوتاه با فرکانس‌های بین ۲ تا ۲۰ مگاهرتز طراحی شده‌اند. با فرض اینکه سرعت صوت $\frac{m}{s}$ ۱۵۴۰ باشد، با توجه به فرمول $c = \lambda v$ ، طول موج (λ) فراصوت در محدوده ۱ تا ۰,۱ mm است.

به طور معمول، هر چرخه پالس-اکو یک خط واحد در تصویر ایجاد می‌کند و سپس یک طرح دو بعدی از اکو ساخته می‌شود. پیکسل‌ها در امتداد هر خط، شدت پژواک دریافتی را نشان می‌دهند. مکان و اندازه حجم نمونه به "زمان اکو" و "مدت زمان پالس" و همچنین به "ابعاد فیزیکی پرتو (عرض پرتو و ضخامت برش)" بستگی دارد. هنگامی که یک پالس در بدن حرکت می‌کند، پراکنده و منعکس می‌شود و شدت آن به تدریج با افزایش عمق کاهش می‌یابد. معمولاً فقط بخش کوچکی از شدت اولیه پرتو به عنوان پژواک در پروب تشخیص داده می‌شود. اسکنر برای به دست آوردن تصویری با روشنایی یکنواخت، پژواک‌های ضعیفی را که از اعماق بدن به دست می‌آید به عنوان تابعی از زمان اکو تقویت می‌کند (شکل ۳-۳).



شکل ۳-۳. یک اسکن بارداری معمولی در حالت روشنایی (حالت B^۱).

با به کارگیری این اصول، تصویری از پژواک ایجاد می‌شود. تا زمانی که سرعت تقریبی صوت قابل قبول باشد، تصاویر به دست آمده شباهت زیادی به آناتومی دارند و می‌توانند در زمان واقعی به روز شوند. نمونه‌ای از یک تصویر سونوگرافی دو بعدی معمولی در شکل ۳-۳ نشان داده شده است. شکل سطح پروب در بالای تصویر قابل مشاهده است. روشنایی هر پیکسل در تصویر به شدت پژواک پس از تقویت بر اساس عمق مربوط می‌شود. رنگ سفید نشان‌دهنده قوی‌ترین پژواک‌ها (ساختارهای پژواک یا تولیدکننده پژواک) است، در حالی که رنگ سیاه نشان می‌دهد که پژواک‌ها وجود ندارند (مناطق آنکوئیک^۲). نواحی آنکوئیک می‌توانند به دلیل عدم وجود امواج فراصوتی (سایه‌های صوتی فراتر از یک جسم بازتاب روشن) و یا به دلیل عدم وجود پراکندگی‌ها (همانطور که در مایعات اتفاق می‌افتد) رخ دهند. تفسیر تغییرات ظریف در تصویر فراصوت توسط اپراتور با جهت دهی پروب برای تشخیص ساختارهای بافت و ویژگی‌های پاتولوژیک امکان پذیر می‌شود. برای اطلاعات بیشتر، چندین متن عالی و منابع آنالاین موجود است (جدول ۳-۲).

1. Brightness Mode
2. Anechoic regions

جدول ۳-۲. متون پیشنهادی فیزیک فراصوت. بسیاری از این متون به صورت رایگان برای دانلود پی دی اف در دسترس هستند (برای مثال به <https://am-medicine.com> مراجعه کنید)

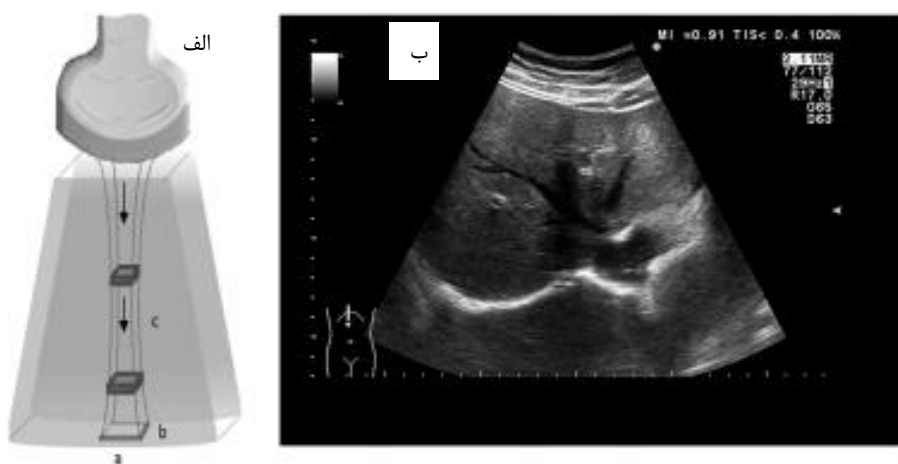
Allisy-Roberts and Williams (2007) "Farr's Medical Imaging (2nd Ed)"	مقدمه مختصری بر فیزیک فراصوت با هدف آموزش به رادیولوژیست‌های کارآموز.
Hoskins et al. (2019) "Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment (3rd Ed)"	مقدمه‌ای جامع بر فیزیک و فناوری سونوگرافی پزشکی مناسب برای کارآموزان علوم بالینی.
ter Haar (2012) "The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis (3rd Ed)"	این کتاب به صورت رایگان در موسسه رادیولوژی بریتانیا در دسترس است، و مفاهیم کلیدی برای استفاده ایمن از فراصوت را پوشش می‌دهد.
Barrie-Smith and Webb (2011) "Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications"	فصول معرفی فیزیک فراصوت و تصویربرداری مناسب برای دانشجویان فیزیک در مقطع کارشناسی و کارشناسی ارشد است.
Dendy and Heaton (2012) "Physics for Diagnostic Radiology (3rd Ed)"	فصل فراصوت با جزئیات توضیح داده شده است، و پایه‌ای قوی برای دانشمندان بالینی که در سونوگرافی کار می‌کنند فراهم می‌کند. در حال حاضر به صورت pdf رایگان در دسترس است.

پروب‌های سونوگرافی حاوی مجموعه‌ای از کریستال‌های ارتعاشی (پیزوالکتریک) هستند که می‌توان از آن‌ها برای انتشار و دریافت پالس‌های فراصوت استفاده کرد. فرکانس ارتعاش کریستال بر فرکانس مرکزی موج فراصوتی حاکم است. تعداد پالس‌های ساطع شده در ثانیه با نرخ به نام فرکانس تکرار پالس^۱ (PRF) بیان می‌شود. در تصویربرداری سونوگرافی معمولی، اطلاعات از خطوط مجاور با هم ترکیب می‌شوند تا یک طرح دوبعدی را تشکیل دهند. با این حال، سازندگان برای یافتن راه‌های جدید دستکاری انتشار و پردازش پالس‌ها با هدف ثبت سریع تصاویر سه بعدی خلاق شده‌اند.

حداکثر عمق نفوذ به دست آمده توسط یک میدل وابسته به فرکانس مرکزی پالس و نرخ تضعیف بافتی است. قدرت تفکیک محوری (توانایی جداسازی دو جسم بسیار کوچک واقع در

1. Pulse Repetition Frequency

جهت انتشار پالس) وابسته به مدت زمان پالس است. وضوح جانبی و ضخامت برش توسط ابعاد فیزیکی پرتو کنترل می‌شود (شکل ۳-۴). یک لنز آکوستیکی اغلب به صفحه مبدل اضافه می‌شود تا یک ضخامت برش تقریباً ثابت ایجاد شود. عرض پرتو در جهت جانبی را می‌توان با انتخاب گروهی عناصر پیزوالکتریک و کنترل زمان انتقال موج فراصوتی توسط آن‌ها برای بهبود وضوح در اطراف یک منطقه خاص، متمرکز و دستکاری کرد. به طور کلی، ابعاد پرتو بر اساس اصل هویگنس شکل می‌گیرد. انتشار موج را می‌توان با استفاده از سیستم‌های شبیه‌سازی، مدل‌سازی کرد.



شکل ۳-۴. در تصویر (الف) پالس‌ها در امتداد هر خط پرتو از یک پروب محدب حرکت می‌کنند: (a) عرض پرتو را نشان می‌دهد که بر وضوح جانبی حاکم است. (b) ضخامت برش را نشان می‌دهد؛ و (c) نقطه کانونی پرتو (با بهترین وضوح جانبی) است. فلش‌ها جهت انتشار پالس را نشان می‌دهند. وسعت محوری هر حجم نمونه سایه‌دار با مدت زمان پالس کنترل می‌شود که وضوح محوری پرتو را مشخص می‌کند. تصویر (ب) مثالی از کبد است.

همانطور که امواج در بدن حرکت می‌کند، ساختارهای بافتی با ابعاد کوچکتر از طول موج فراصوت، می‌توانند امواج را به صورت همسانگرد (به طور یکسان در همه جهات) پراکنده کنند. این پراکندگی‌ها، پژواک‌هایی تولید می‌کنند که با ترکیب (یا تداخل) الگوی لکه‌ای، ظاهر بافت در تصویر را ایجاد می‌کنند. توجه داشته باشید که الگوی لکه‌ای که در تصویر فراصوت مشاهده می‌شود، نتیجه "نویز تصادفی" نیست، همانطور که در شکل ۱-۸ از فصل ۱ توضیح داده شده است.

الگوی لکه‌ای^۱، الگوی تداخل امواج فراصوت است که توسط ساختارهای فرعی در بافت ایجاد می‌شود و ویژگی ذاتی تصویر فراصوت است.

موج فراصوت در طی عبور از مواد، منعکس می‌شود، به ویژه در مواردی که تفاوت آشکاری در خواص فیزیکی مواد در دو طرف مرز وجود دارد (بافت و مایع یا بافت و استخوان)، از آنجایی که زاویه انعکاس از مرزها برابر با زاویه تابش است، ظاهر بازتابنده‌های صاف و بزرگ نیز بسیار وابسته به زاویه است. برخی از سطوح فقط در زوایای نزدیک به ۹۰ درجه قابل مشاهده هستند. بنابراین اپراتور زاویه پروب را تغییر می‌دهد، موقعیت اجسام در تصویر نیز می‌تواند تحت تأثیر پدیده شکست قرار گیرد. انکسار صوت در جایی اتفاق می‌افتد که تغییر محسوسی در سرعت صوت بین مواد وجود داشته باشد و به زاویه بستگی دارد. بنابراین، معاینه در سونوگرافی یک فرایند پویا است که در آن اپراتور عمداً از وابستگی زاویه پژواک‌ها به مرزها استفاده می‌کند و موقعیت و زاویه پروب را تنظیم می‌کند تا به شناسایی ساختارهای بافت بر اساس ویژگی‌های لکه، بازتاب و شکست آن‌ها کمک کند. تصویربرداری فراصوت به طور معمول برای غربالگری جنین و تشخیص و نظارت بر طیف گسترده‌ای از شرایط پزشکی استفاده می‌شود. سونوگرافی همچنین به طور فزاینده‌ای برای هدایت مداخلات بلادرنج مانند بیوپسی سوزنی و براقی‌تراپی استفاده می‌شود. نمونه‌هایی از انواع متداول نمایش تصویر فراصوت در جدول ۳-۳ ارائه شده است.

اقدامات اضافی برای بهبود ظاهر تصاویر سونوگرافی عبارتند از:

تصویربرداری هارمونیک: همانطور که موج از بافت عبور می‌کند، مناطقی که در معرض شدت‌های بالاتر (در امتداد مرکز پرتو) قرار دارند، تحت انتشار غیرخطی قرار می‌گیرند و پژواک‌هایی در چندین فرکانس هارمونیک ایجاد می‌کنند. یک تصویر را می‌توان با استفاده از فرکانس‌های هارمونیک، به ویژه هارمونیک دوم ($2f$)، که برای بهبود وضوح جانبی مفید است، تشکیل داد. از آنجایی که هارمونیک‌ها فقط در نزدیکی مرکز پرتو رخ می‌دهند، این عامل عرض پرتو را به طور موثر کاهش می‌دهد و وضوح جانبی را بهبود می‌بخشد.

جدول ۳-۳. نمونه‌های تصویر برداری فراصوت



شکل اول: تصویر (B-mode) دو بعدی: یک تصویر سونوگرافی استاندارد ۲ بعدی در "حالت روشنائی".



شکل دوم: تصویر M (M-mode): این اسکن یک نمودار اضافی را ارائه می‌دهد که یک تک پرتو را در طول زمان دنبال می‌کند. تک پرتو توسط کاربر انتخاب می‌شود. این روش می‌تواند برای تجسم دریچه‌های قلب یا حرکت بافت مفید باشد.



شکل سوم: تصویربرداری ۳ بعدی بلادرنگ: برخی از تجهیزات فراصوت، تصویربرداری بی درنگ سه بعدی (همچنین به عنوان فراصوت ۴ بعدی نیز شناخته می‌شود) را ارائه می‌دهند. این روش شامل به دست آوردن داده‌های سه بعدی است که می‌توانند سطحی برای نمایش حجم‌ها و سطوح مورد نظر ارائه کند. این روش می‌تواند در ارزیابی آسیب شناسی جنین و ناهنجاری‌های مادرزادی مفید باشد، اما معمولاً به طور گسترده از نظر بالینی استفاده نمی‌شود.

تصویربرداری ترکیبی فضایی: نرخ فریم^۱ بالا و زمان پردازش سریع‌تر، دریافت تصاویر سونوگرافی از زوایای متفاوت را ممکن می‌سازد. با ترکیب چند تصویر، آرتیفکت‌های وابسته به زاویه را می‌توان کاهش داد و تصویری با کیفیت بهتر ایجاد کرد. در سال‌های اخیر نیز شاهد افزایش استفاده بالینی از تکنیک‌های الاستوگرافی فراصوت برای تشخیص تغییرات سفتی بافت (مرتبط با سرطان) بوده‌ایم. به عنوان مثال، در الاستوگرافی موج برشی^۲ (SWE) امواج برشی با ارسال یک سری پالس‌های فشاری با دامنه بالا به داخل بافت تولید می‌شود. با اندازه‌گیری سرعت انتشار این امواج برشی، که از مرکز پرتو فراصوتی به بیرون منتشر می‌شوند، می‌توان سفتی بافت را به عنوان تخمینی از مدول یانگ اندازه‌گیری کرد. در سیستم‌های سونوگرافی که قابلیت الاستوگرافی را دارند، یک طرح شفاف رنگی بر روی یک تصویر حالت B قرار می‌گیرد تا مناطق دارای سفتی را در تصویر نشان دهد.

۳-۱-۱. سونوگرافی داپلر

مزیت اصلی تکنیک سونوگرافی این است که می‌توان تصاویر را در زمان واقعی نمایش داد و به روز کرد. وضوح زمانی بالای تکنیک‌های فراصوت، تصویربرداری را با تجسم و نظارت در زمان واقعی جریان خون ترکیب می‌کند. از پدیده‌ای به نام "اثر داپلر" برای تخمین سرعت حرکت گلبول‌های قرمز با اندازه‌گیری تغییر فرکانس (یا تغییر فاز) بین سیگنال‌های فراصوت ارسالی و دریافتی استفاده می‌شود:

$$f_D = f_r - f_t = \frac{2f_t v \cos \theta_D}{c}$$

که در آن، f_D فرکانس داپلر، f_r و f_t فرکانس ارسال و دریافت پالس، v سرعت خون، c سرعت صوت، و θ_D زاویه بین پرتو و جهت جریان خون است که به عنوان زاویه داپلر شناخته می‌شود. هنگامی که تصویربرداری فراصوت از عروق و اندازه‌گیری‌های داپلر با هم ترکیب می‌شوند، یک ابزار قدرتمند برای نمایش مشخصات سرعت جریان خون از عروق یا مناطق مورد نظر فراهم می‌شود. سونوگرافی داپلر معمولاً برای تصویربرداری از قلب (اکوکاردیوگرافی) و عروق استفاده می‌شود. (جدول ۳-۴). با تنظیم دستی مکان نما منطبق با جهت جریان، اسکنرهایی که داپلر موج پالسی (PW) را با تصویربرداری حالت B ترکیب می‌کنند، می‌توانند پس از تنظیم زاویه داپلر، سرعت جریان خون را به دقت تخمین بزنند. حالت B و داپلر رنگی اغلب با داپلر

1. Frame Rate

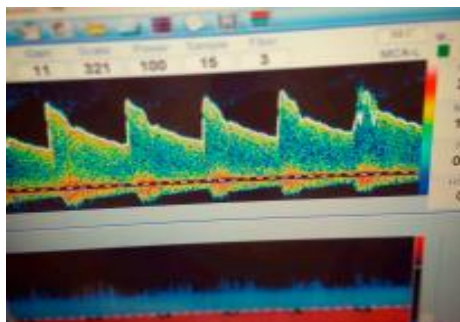
2. Shear Wave Elastography

طیفی (CW) ترکیب می‌شوند تا سرعت جریان را در رگ‌های اصلی تخمین بزنند. تولیدکنندگان شروع به ارائه تصویربرداری داپلر برداری کرده‌اند که در آن مقدار و جهت جریان با فلش‌های رنگی نشان داده می‌شود. اخیراً، با ظهور داپلر "فوق سریع" و "تصویربرداری میکرووواسکولار"، اندازه‌گیری پرفیوژن و جریان میکرووواسکولار نیز امکان پذیر شده است.

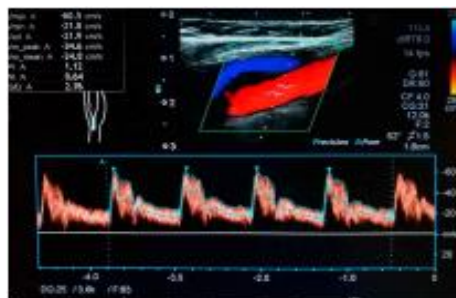
جدول ۳-۴. نمونه‌هایی از مدهای داپلر



شکل اول: داپلر موج پیوسته (CW)^۱: ساده‌ترین دستگاه‌های داپلر که امواج فراصوت را به‌طور پیوسته منتشر و دریافت می‌کنند تا سیگنال داپلر قابل شنیدن را برای نظارت بر ضربان قلب جنین ارائه دهند. حالت داپلر CW همچنین می‌تواند برای اندازه‌گیری سرعت بالای جریان خون در اکوکاردیوگرافی استفاده شود.



شکل دوم: داپلر موج پالسی (PW)^۲: این مد، تغییر فرکانس داپلر را به عنوان تابعی از زمان با شدت پیکسل نشان می‌دهد که تعداد پراکندگی‌هایی را که با سرعت‌های مختلف حرکت می‌کنند نشان می‌دهد. آنچه در نمایشگر مشاهده می‌شود داپلر طیفی نام دارد.



شکل سوم: داپلر رنگی: اطلاعات داپلر به صورت یک نقشه رنگی ارائه می‌شود و بر روی ناحیه مورد نظر در تصویر حالت B قرار می‌گیرد. سرعت‌ها با کد رنگی (قرمز یا آبی) مشخص می‌شوند که آیا جریان به سمت پروب و یا دور از آن حرکت می‌کند. داپلر رنگی اغلب با اطلاعات داپلر طیفی (پانل پایین) ترکیب می‌شود.

1. Continuous Wave
2. Pulse Wave

مواد کنتراست فراصوت: عوامل کنتراست سونوگرافی عروقی، به شکل "میکروحباب‌های" کوچکی هستند که برای تقویت سیگنال به جریان خون وارد می‌شوند. میکروحباب‌ها را می‌توان از طریق هم زدن محلول‌های نمکی تولید کرد و به صورت ویال‌هایی از میکروحباب‌های محصور شده در بازار موجود است. هر ویال حاوی میلیون‌ها حباب با قطر ۱-۱۰ میکرومتر است که حاوی گاز بی‌اثر زیست-سازگار است که در یک غشای لیپیدی محصور شده است. این مواد مشاهده عروق را بهبود می‌بخشند و می‌توانند به طور بالقوه برای چسبیدن به ترومبوز یا تومور هدف قرار گیرند. سونوگرافی با کنتراست تقویت شده^۱ (CEUS) اغلب به عنوان مکمل تصویربرداری با حالت B معمولی برای تمایز بین تومورهای خوش خیم و بدخیم از طریق شناسایی هایپروواسکولار مرتبط با رشد تومور استفاده می‌شود.

۳-۲. پیوند به سایر حرفه‌ها

اکثر متخصصان سونوگرافی، رادیوگرافист‌ها، رادیولوژیست‌ها یا سونوگرافист‌های مامایی واجد شرایط هستند که به عنوان بخشی از آموزش خود، سخنرانی‌هایی در زمینه فیزیک فراصوتی دریافت کنند. اگرچه هیچ الزام قانونی برای داشتن مدرک معتبر برای انجام سونوگرافی در بریتانیا وجود ندارد، اما آموزش تخصصی به شدت توصیه می‌شود. دانشمندان بالینی متخصص در فیزیک فراصوتی باید با فیزیک اساسی، ابزارهای دقیق، ایمنی و روش‌های QC مرتبط با تصویربرداری فراصوت پزشکی آشنا باشند. برای دانشمندان بالینی ضروری است که بتوانند این مطالب را برای افراد غیر متخصص، در دسترس و قابل فهم قرار دهند و سونوگرافист‌ها و رادیولوژیست‌ها را تشویق کنند تا از دانش خود در زمینه فیزیک برای بهبود عملکرد تصویربرداری استفاده کنند. دانشمندان بالینی به مهارت‌های ارتباطی خوبی نیاز دارند و تا بتوانند بین اصطلاحات و تنظیمات پزشکی و فنی حرکت کنند. بنابراین فیزیکدانان فراصوت به طور منحصر به فردی در موقعیتی قرار دارند که می‌توانند با معرفی فناوری‌های جدید فراصوت در زمینه‌های بالینی، تفاوتی در مراقبت از بیمار ایجاد کنند.

۳-۳. تجهیزات سونوگرافی

روش‌های تشخیصی معمولاً به یک کاربر با تجربه نیاز دارد تا اندازه‌گیری‌های دقیق را به

1. Contrast-enhanced ultrasound

دست آورد و یافته‌های تصویربرداری را برای تشخیص پزشکی گزارش کند. اپراتورها باید تأثیر تنظیمات تجهیزات را بر کیفیت تصویر درک کنند و اگر فکر می‌کنند ممکن است مشکل فنی در تجهیزات آن‌ها وجود داشته باشد باید به کارکنان فیزیک پزشکی یا مهندسی بالینی اطلاع دهند تا مشکلات به سرعت اصلاح شوند.

۳-۳-۱. مبدل‌های فراصوتی

برای معاینه بالینی، انتخاب صحیح مبدل فراصوت مهم است. هر مبدل شامل آرایشی از عناصر پیزوالکتریک است که در مجموع با ارتعاش، پالس‌های کنترل شده فراصوتی را به بدن منتقل می‌کنند. هر نوع پروب برای یک کاربرد تصویربرداری خاص، با اندازه و آرایش عناصر، و محدوده فرکانس‌های قابل انتشار، بهینه‌سازی شده‌اند تا میدان دید و کیفیت تصویر مناسب را ارائه دهند.

اسکنرهای فراصوت معمولاً به مجموعه‌ای از پروب‌ها مجهز هستند. هر پروب برای تجسم یک میدان دید خاص طراحی و بهینه شده است. به عنوان مثال، مبدل C1-5 که در شکل ۳-۵ نشان داده شده است، یک پروب ارائه خطی منحنی با فرکانس ۲-۵ مگاهرتز (پهنای باند وسیع) است که دارای عمق نفوذ و میدان دید مناسب برای کاربردهای شکمی و مامایی است. همچنین بیشتر پروب‌ها دارای یک علامت برجسته یا "گودی" برای کمک به جهت‌گیری هستند.



شکل ۳-۵. پروب‌های فراصوت دارای آرایشی از عناصر مبدل هستند که برای کاربردهای بالینی خاص بهینه شده‌اند.

۳-۳-۲. اسکن موتور-KNOBOLOGY

دانشمندان باید بتوانند توصیف کنند که چگونه بیمار، کاربر و اسکنر برای کنترل ظاهر یک تصویر سونوگرافی ترکیب می‌شوند. اغلب، کارکنان علاقه یا اشتیاق بسیار کمی به فیزیک یا مهندسی دارند، بنابراین هرچه اطلاعات مرتبط‌تر و در دسترس‌تر باشد بهتر است. به دست آوردن درک چگونگی دستکاری کنترل‌های سیستم فراصوت (معروف به "knobology") اولین وظیفه هر کسی است که در سونوگرافی کار می‌کند. یک پنل کنترل سونوگرافی معمولی در شکل ۳-۶ نشان داده شده است. مجموعه وسیعی از "شستی‌ها و دکمه‌ها" برای کنترل گزینه‌های تصویربرداری پیشرفته و تنظیمات اولیه ممکن است در ابتدا دلهره آور به نظر برسد، اما یکی از مزایای سونوگرافی، در مقایسه با سایر انواع تصویربرداری پزشکی، این است که می‌تواند بسیار "دستی" باشد. کارآموزان فرصت کافی برای تمرین و آزمایش اسکنرهای مختلف و آشنایی با کنترل‌ها را دارند. دکمه‌های متعدد به کاربر این امکان را می‌دهد که بین حالت‌های مختلف سوئیچ کند تا نتایج مطابق با معیاره بالینی خود باشد. دانشمندان بالینی باید با کنترل‌ها و مدل‌های مختلف دستگاه سونوگرافی آشنا باشند تا بتوانند با اطمینان اسکنر را هدایت کنند و همچنین بتوانند عملکردهای اسکنر را به کاربران جدید توضیح داده و نشان دهند. تجهیزات سونوگرافی که در یک کلینیک یا برای کاربردهای خاص مورد استفاده قرار می‌گیرند، دارای تنظیمات مشترک از پیش تعیین شده خواهند بود. این تنظیمات یک میانبر مفید برای انجام انواع اسکن‌های رایج فراهم می‌کنند. صفحه نمایش را می‌توان با استفاده از تنظیمات روشنایی و کنتراست، و همچنین تنظیمات جبران بهره زمانی^۱ (TGC) که برای بهبود یکنواختی تصویر حالت B استفاده می‌شود، تنظیم کرد. سایر کنترل‌های بهره، تنظیمات پایداری و حالت‌هایی مانند تصویربرداری هارمونیک و ترکیبی، برای برنامه‌های تخصصی در دسترس هستند. شایان ذکر است که تغییر در برخی تنظیمات مانند عمق و مقیاس (برای اطلاعات داپلر)؛ به طور خودکار تنظیمات دیگر مانند فرکانس تکرار پالس را برای دستیابی به نرخ‌های نمونه‌برداری سریع‌تر فراهم می‌کند. اغلب، طیف وسیعی از نقشه‌های رنگی، عملکرد زوم و گزینه‌های مقیاس بندی محور برای بهینه‌سازی نمایش در دسترس هستند. کولیس‌ها و ابزارهای دیگر برای اندازه‌گیری فواصل، یا ترسیم منطقه مورد نظر نیز در دسترس هستند.

جدول ۳-۵. نمونه‌هایی از پروب‌های فرامسوت خطی، منحنی، آرایه فازی و درون حفره‌ای



مدل خطی "پروب عروقی"
کاربردهای عروقی، "قطعات کوچک" و اسکلتی عضلانی



مدل منحنی "پروب شکمی"
کاربردهای عمومی زنان و زایمان و شکم



مدل ارائه فازی "پروب قلبی"
کاربردهای اکوکاردیوگرافی



پروب درون حفره‌ای
کاربردهای واژن و رکتوم



شکل ۳-۶. اسکترهای فراصوت طیف وسیعی از تنظیمات مربوط به قبل از تصویربرداری، گزینه‌های دریافت، پردازش و نمایش تصویر را ارائه می‌دهند.

۳-۴. ایمنی سونوگرافی تشخیصی

سونوگرافی دارای مشخصات ایمنی استثنایی در مقایسه با سایر روش‌های تصویربرداری است و برای استفاده در دوران بارداری به اندازه کافی ایمن است. با این حال، فل و انفعالات امواج صوتی با بافت، از طریق مکانیسم‌های حرارتی و غیر حرارتی، در صورت عدم استفاده محتاطانه، پتانسیل ایجاد اثرات بیولوژیکی را دارد. در کاربردهای درمانی، مانند فرسایش بافت با استفاده از HIFU، توان خروجی فراصوت چندین مرتبه بالاتر از سطوح تشخیصی است. در حال حاضر HIFU هنوز تحت ارزیابی است و فقط در مراکز تخصصی موجود است. این بخش به ایمنی کاربردهای فراصوت تشخیصی و نه درمانی محدود می‌شود.

در شرایطی که اثرات گرمایش بافت یا کاویتاسیون بالقوه غیر قابل اغماض است، شاخص حرارتی^۱ (TI) و شاخص مکانیکی^۲ (MI) نمایش داده می‌شوند شکل ۳-۷. این مسئولیت کاربر است که اطمینان حاصل کند مقادیر MI و TI در محدوده‌های توصیه شده نگهداری می‌شوند. در شرایطی که کاربر نمی‌تواند تصویر با کیفیت بالا برای تشخیص دقیق با هر وسیله دیگری بدست آورد، ممکن است برای دوره‌های کوتاه از محدودیت‌های توصیه شده MI و TI فراتر رود.

1. Thermal Index
2. Mechanical Index



شکل ۳-۷. نمایشگر فراصوت مقادیر شاخص مکانیکی (MI) و شاخص حرارتی بافت نرم (TIS) را نشان می‌دهد.

۳-۴-۱. شاخص حرارتی

همانطور که ارتعاش امواج از بافت عبور می‌کند، بیشتر انرژی مکانیکی جذب شده و به گرما تبدیل می‌شود. TI برای بافت نرم، افزایش دمای بالقوه‌ای (TIS) را که انتظار می‌رود در بافت نرم تحت شرایط عملکرد فعلی اسکنر رخ دهد، توصیف می‌کند.

$$TIS = \frac{W_0}{W_{deg}}$$

W_0 توان خروجی از مبدل و W_{deg} توان تخمینی لازم برای افزایش دمای بافت هدف به میزان ۱ درجه سانتیگراد است (Szabo 2014). بنابراین TIS را می‌توان به عنوان تخمینی از افزایش دما در نظر گرفت که ممکن است در بافت نرم در اثر پرتو رخ دهد. گرما معمولاً در سطح پروب (به خصوص اگر در هوا تابیده شود) و نزدیک کانون پرتو (به دلیل جذب فراصوت) بیشتر است. TI فقط برای گرمایش به دلیل جذب فراصوت در نظر گرفته می‌شود. برای جلوگیری از گرمایش، به اپراتورها توصیه می‌شود که هر زمان که مبدل استفاده نمی‌شود، اخذ تصویر را (freeze) کنند. یک مورد خاص در کاربردهایی مانند سونوگرافی ترانس کرایال که در آن استخوان در نزدیکی مبدل وجود دارد، رخ می‌دهد. استخوان راحت‌تر از بافت نرم گرما را

جذب می‌کند، بنابراین هنگام اسکن از مجسمه، "شاخص حرارتی برای کرایوم" (TIC) بررسی می‌شود. اگر استخوان نزدیک به کانون پرتو وجود داشته باشد، مانند اسکن مامایی، TI برای استخوان^۲ (TIB) باید نظارت شود. افزایش دما در بافت به عرض پرتو، فرکانس و مدت زمان قرار گرفتن در معرض پرتو نیز بستگی دارد. گرمای بیش از حد تولید شده برای اندام‌های حساس و جنین خطرناک است و در مدل‌های حیوانی نشان داده شده است که منجر به آسیب‌های مختلف بافتی از جمله اختلال عملکرد غشاء، آپوپتوز، مهاجرت غیرطبیعی سلول و تغییر بیان ژن می‌شود (Izadifar et al. 2017; ter Haar 2012).

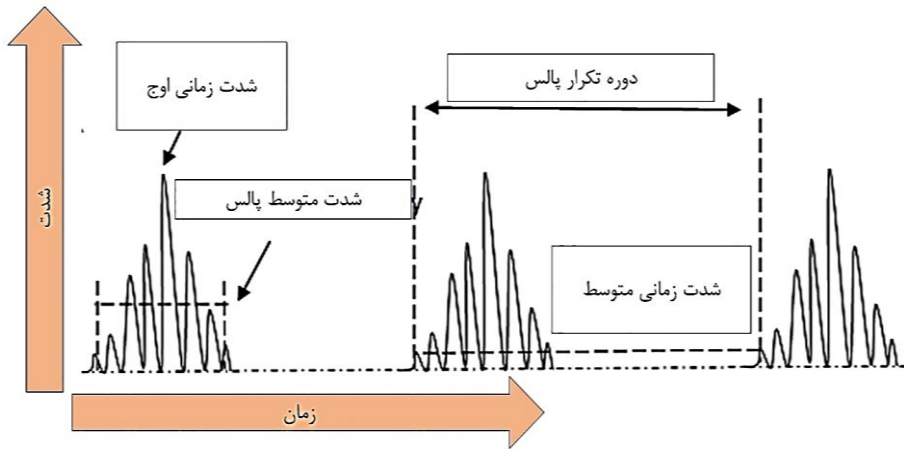
۳-۴-۲. شاخص مکانیکی

در پاسخ به تغییرات فشار تولید شده توسط پرتو فراصوتی، حباب‌ها پتانسیل تشدید، نوسان یا انفجار (کاویتاسیون) دارند. اثرات کاویتاسیون در مدل‌های حیوانی نشان داده شده است که منجر به پارگی آئول‌ها در ریه‌ها پس از مواجهه کوتاه مدت در جوندگان، قوها و میمون‌ها می‌شود (Dalecki و همکاران 1997، 1999؛ Frizzell و همکاران 2003؛ Tarantal و Canfield 1994). همچنین گزارش شده است که قرار گرفتن در معرض سونوگرافی می‌تواند باعث خونریزی پتشیال در روده موش شود (Miller and Thomas 1994). شاخص مکانیکی MI احتمال کاویتاسیون حباب‌ها را با امواج فراصوت توصیف می‌کند. از آنجایی که حباب‌ها به طور طبیعی در اکثر اندام‌ها وجود ندارند، کاویتاسیون تنها هنگام اسکن ریه یا روده نوزاد، یا هنگام تصویربرداری در حضور عوامل کنتراست میکرو حباب امکان پذیر است.

$$MI = \frac{P_{-derated}}{\sqrt{f_0}}$$

MI با اندازه‌گیری اوج فشار نادر شکست (P) در آب با استفاده از یک سیستم ترسیم پرتو فراصوت به دست می‌آید. سپس این مقدار P به دست آمده در آب تنظیم می‌شود (یا کاهش می‌یابد) تا حداکثر فشار نادری که در بافت نرم وجود دارد را تخمین بزند (Szabo 2014). به عنوان مثال، برای بافت نرم با تضعیف 0.3 dB/cm/MHz، فشار کاهش یافته به صورت زیر خواهد بود:

$$P_{-0.3} = P \times 10^{\frac{0.3 \times \text{dist} \times f_0}{20}}$$



شکل ۳-۸. تعاریف مربوط به اندازه‌گیری شدت موج فراصوت

از نمودار پرتو می‌توان برای تخمین اقدامات ایمنی شدت فراصوت، مانند میانگین فضایی و شدت اوج اندازه‌گیری شده در سطح مقطع پرتو فراصوت استفاده کرد. میانگین‌های زمانی در شکل ۳-۸ خلاصه شده است. اینها شامل میانگین پالس و اوج شدت پالس فراصوت، و همچنین شدت متوسط زمانی پرتو است که "زمان خاموش" بین پالس‌ها را به حساب می‌آورد. انجمن فراصوت پزشکی بریتانیا (BMUS 2010) محدود کردن مدت زمان قرار گرفتن در معرض فراصوت را بر اساس MI و TI توصیه می‌کند. برای نمونه‌ای از توصیه‌های زمانی برای اسکن سونوگرافی تشخیصی عمومی، به جدول ۳-۶ مراجعه کنید. توجه داشته باشید که جداول اضافی از طریق BMUS برای اسکن جنین و نوزاد در دسترس است.

۳-۴-۳. آزمون‌های ایمنی تجهیزات فراصوت بدون علامت CE

اکثر سیستم‌های سونوگرافی تجاری موجود نیازی به ارزیابی مستقل خروجی فراصوت ندارند، زیرا تأیید شده است که از طریق فرایندهای FDA و علامت «CE» در محدوده تشخیصی ایمن قرار دارند. با این وجود، درک قدرت فراصوت و خواص پرتو فراصوت یک صلاحیت کلیدی برای دانشمندان بالینی که در فیزیک فراصوتی آموزش می‌بینند، فراهم می‌کند. اگر نمونه اولیه تجهیزات فراصوت برای مطالعات تحقیقاتی استفاده می‌شود، یا سیستم‌های دارای علامت CE برای استفاده خارج از هدف مورد نظرشان پیشنهاد می‌شوند، ممکن است لازم باشد قبل از استفاده از سیستم بر روی بیماران، اندازه‌گیری‌های خروجی مستقل و بررسی‌های

QC انجام شود. این فعالیت‌ها شامل اندازه‌گیری خروجی سیستم با استفاده از تعادل توان و نقشه برداری میدان فشار تولید شده توسط مبدل است. اگر این امر در محل محقق نشود، خدمات تجاری و NHS برای ارزیابی خروجی فراصوت بر اساس استانداردهای کالیبراسیون بین‌المللی در دسترس هستند.

جدول ۳-۶. دستورالعمل‌های BMUS برای محدود کردن مدت قرار گرفتن در معرض فراصوت بر اساس مقادیر TI و MI برای اسکن فراصوت عمومی در بزرگسالان (BMUS 2010)

کاربرد	ارزش‌های بازرسی	ارزش TI >1.0	ارزش MI >0.7
ترانس مجسمه بزرگسالان (تصویربرداری و مستقل)	MI و TIC	محدود کردن زمان به: $0.7 < TIC \leq 1.0$: 60 min $1.0 \leq TIC \leq 1.5$: 30 min $1.5 < TIC \leq 2.0$: 15 min $2.0 < TIC \leq 2.5$: 4 min $2.5 < TIC \leq 3.0$: 1 min $TIC > 3.0$ توصیه نمی‌شود	خطر ایجاد کاویتاسیون با ماده حاجب
چشم	MI و TIS توصیه می‌شود	اسکن چشم توصیه نمی‌شود	خطر ایجاد کاویتاسیون با ماده حاجب
شکم	معمولاً MI و TIB	محدود کردن زمان به: $1.0 \leq TIB \leq 1.5$: 120 min $1.5 < TIB \leq 2$: 60 min	خطر ایجاد کاویتاسیون با ماده حاجب
عروق محیطی	MI و TIC اگر استخوان نزدیکتر از ۱ سانتی‌متر باشد	$2.0 < TIB \leq 2.5$: 15 min $2.5 < TIB \leq 3$: 4 min $3.0 < TIB \leq 4$: 1 min	
کاربردهای دیگر	MI و TIS فقط در صورتی که استخوان به تصویر وارد نشود	$4.0 < TIB \leq 5$: 15 sec $5.0 \leq TIB \leq 6$: 5 sec $TIB > 6$ توصیه نمی‌شود	
نظارت بر پالس محیطی	MI و TIS معمولاً برای مانیتورهای پالس محیطی اختصاصی در دسترس نیستند.	خروجی دستگاه‌های داپلر CW که برای نظارت بر پالس‌های محیطی در نظر گرفته شده است به اندازه‌ای کم است که استفاده از آن‌ها به دلایل ایمنی منع مصرف ندارد.	

۳-۵. کنترل کیفیت

هدف از بررسی‌های کنترل کیفیت (QC) این است که اطمینان حاصل شود که تجهیزات برای هدف مناسب هستند و در سطوح عملکردی ثابت و قابل قبولی کار می‌کنند. تعدادی از سازمان‌های حرفه‌ای و ارگان‌های غربالگری توصیه‌هایی را برای ارزیابی عملکرد تصویربرداری ارائه کرده‌اند، مانند موسسه فیزیک و مهندسی در پزشکی (IPEM 2010)، کالج سلطنتی رادیولوژیست‌ها و جامعه و کالج رادیوگرافیست‌های فدراسیون اروپایی (RCR 2014)، انجمن‌های سونوگرافی در پزشکی و زیست‌شناسی (EFSUMB 2020) و انجمن فراصوت پزشکی بریتانیا (BMUS 2010). اگرچه بیمارستان‌های بریتانیا از نظر قانونی ملزم به اجرای توصیه‌های QA نیستند، اما مؤسسات مراقبت‌های بهداشتی موظف هستند از ایمن بودن و مناسب بودن همه تجهیزات پزشکی اطمینان حاصل کنند و اکثر مراکز، رویه‌های QA را با یک یا چند دستورالعمل زیر توسعه داده‌اند.

آزمایش‌ها معمولاً به "آزمون پذیرش" در مورد دریافت تجهیزات جدید، "بررسی‌های QC سالانه" یا دو بار در سال که توسط تکنسین فیزیک پزشکی یا مهندسی بالینی انجام می‌شود و "بررسی‌های کاربر" که به‌طور دوره‌ای توسط کاربران بالینی انجام می‌شود، تقسیم می‌شوند. دانشمندان بالینی مسئول تعیین مناسب بودن بررسی‌های QC، ارائه مشاوره و انجام QC پیشرفته‌تر در صورت نیاز هستند. آن‌ها باید بتوانند به کاربران آموزش دهند و کارکنان فنی را در انجام معمول QC سونوگرافی عمومی نظارت کنند. آزمون‌های پذیرش، هدایت‌شده توسط کاربر و آزمون‌های QC با جزئیات بیشتر در بخش‌های زیر توضیح داده شده‌اند.

۳-۵-۱. پذیرش (آزمون‌های پایه)

آزمون پذیرش یک سیستم جدید، دستیابی به مجموعه‌ای از اندازه‌گیری‌های پایه است. معیارهای پایه برای شناسایی تخریب سیستم در طول زمان مفید هستند. هنگام پذیرش یک سیستم فراصوت جدید در خدمات بالینی، ممکن است تعیین اینکه دستگاه برای چه منظوری مورد استفاده قرار می‌گیرد تا تأیید شود که پروتکل QC اختصاص داده شده برای آن سیستم و فرکانس QC مناسب است نیز مهم باشد. توصیه‌های فعلی QC و اشیاء آزمایشی برای ارزیابی کیفیت تصویر مرتبط با روش‌های تصویربرداری تشخیصی عمومی هدف قرار می‌گیرند. برای برخی از پروب‌ها یا کاربردهای تخصصی، مانند اندازه‌گیری‌های داپلر، بررسی‌های QC سونوگرافی ممکن است کافی نباشد. در این مورد، ممکن است به یک برنامه QC سفارشی با

استفاده از فانتوم‌های اختصاصی نیاز باشد. یک ارزیابی جداگانه از عملکرد دستگاه در بالین از طریق یک مطالعه تحقیقاتی یا ارزیابی خدمات/محصول نیز ممکن است ضروری باشد. دستورالعمل‌های QC و مناسب بودن فانتوم‌ها و اشیاء آزمایشی باید مرتباً بررسی شوند.

۳-۵-۲. آزمون‌های کنترل کیفی سالانه

پس از ارزیابی اینکه نیاز به آزمایش QC عمومی یا تخصصی سونوگرافی و پذیرش وجود دارد، چک‌های QC دوره‌ای باید حداقل سالانه انجام شود تا هرگونه نزول کیفیت تصویر یا عملکرد اسکنر بررسی شود. فرکانس توصیه شده برای بررسی دقیق‌تر QC به کاربرد بالینی و احتمال سایش بستگی دارد. برای اکثر سیستم‌ها، بررسی‌های سالانه انجام می‌شود، اما برای تجهیزاتی که دائماً مورد استفاده قرار می‌گیرند، و در کاربردهای بالینی که کیفیت تصویر مهم است، مانند غربالگری پستان، ممکن است نیاز به انجام آزمایش‌های QC بیشتر باشد. آزمون‌های QC برای کیفیت تصویر معمولاً با استفاده از یک شیء معادل بافت^۱ (TETO) که به خوبی مشخص می‌شود، انجام می‌شود. این شیء شامل یک سری Target است که در یک بافت تعبیه شده است. Targetها و بافت اطراف با دقت انتخاب شده‌اند تا خواص صوتی بافت نرم و سایر ساختارهای بیولوژیکی را تقلید کنند. سرعت صوت مواد تقلید کننده بافت معمولاً $1540 \frac{m}{s}$ با امپدانس و تضعیف مشابه است. نواحی و اجسام مختلف درون فانتوم برای تعیین کمیت وضوح محوری، جانبی و کنتراست، حداکثر عمق نفوذ، کوچک‌ترین شیء کیست‌مانند قابل تشخیص، کشش بافت و دقت کالیپر^۲ استفاده می‌شوند. طراحی و ظاهر یک دستگاه سونوگرافی معمولی TETO برای ارزیابی کیفیت تصویر در شکل ۳-۹ نشان داده شده است. اگر به ظرف در بسته آسیبی وارد نشود و TETO به طور مناسب در دمای اتاق نگهداری شود، اجسام آزمون QC تقریباً ۱۰ سال عمر می‌کنند. یکپارچگی TETO باید سالانه با وزن کردن TETO و بررسی غشای سطحی بررسی شود.

۳-۵-۳. آزمون‌های هدایت شده توسط کاربر^۳

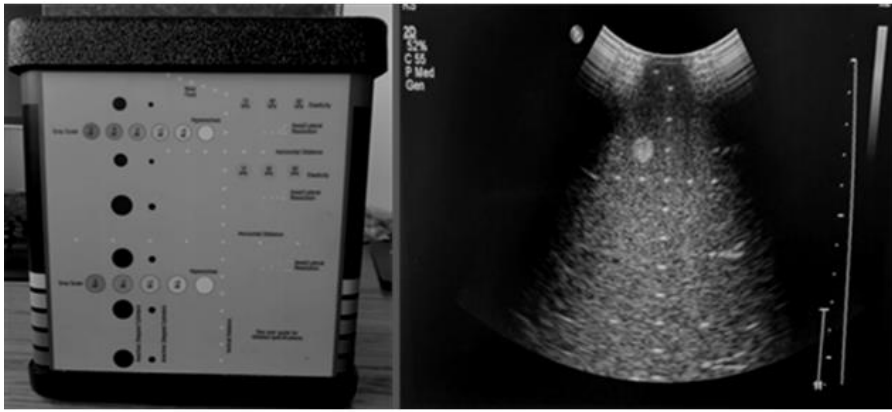
هدف کنترل کیفی با هدایت کاربر شناسایی سریع هرگونه مشکل احتمالی در تجهیزات حین استفاده روزمره است. برای اطمینان از تشخیص خطاهای پروپ بین بررسی‌های سالانه QC،

1. Tissue Equivalent Test Object

2. Caliper Accuracy

3. User-led tests

باید آزمایش‌های منظم QC "هدایت شده توسط کاربر" انجام شود. این آزمایش‌ها شامل بازرسی منظم (هفتگی) پروب‌ها، موتور اسکن و کابل‌ها برای هرگونه علائم آشکار سایش و پارگی است. آزمایش‌های ساده طنین^۱ «in-air» و آزمایش گیره کاغذ، که در آن کاربر یک گیره کاغذ را در امتداد صفحه پروب اجرا می‌کند، حداقل ماهی یکبار برای تشخیص آسیب مبدل توصیه می‌شود (شکل ۳-۱۰).



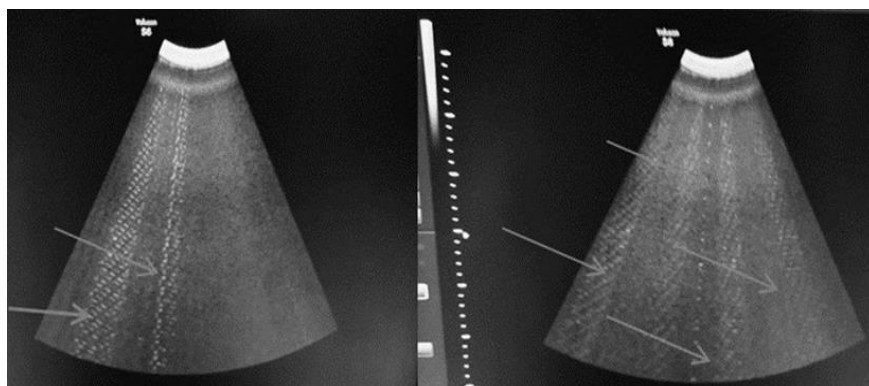
شکل ۳-۹. یک شی، آزمایشی معادل بافت چند منظوره در دسترس تجاری (TETO) از CIRS، ساخته شده از Zerdine برای شبیه سازی خواص آکوستیک بافت نرم انسان ساخته شده است. جسم آزمایشی شامل یک سری سیم‌های هدف است که در "بافت" تعبیه شده‌اند. فانتوم شامل دو سطح تضعیف متفاوت است: $0.7 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$ و $5 \text{ dB.cm}^{-1}.\text{MHz}^{-1}$. سطح اسکن با یک خط مرکزی مشخص می‌شود تا نشان دهد که تغییر تضعیف در کجا رخ می‌دهد. توصیه می‌شود برای فرکانس‌های زیر ۵ مگاهرتز از سمت 5 dB/cm/MHz استفاده شود.



شکل ۳-۱۰. آزمون‌های QC توسط کاربر، می‌توانند هرگونه نشانه آشکار آسیب پروب یا کابل را شناسایی کنند. (الف) یک الگوی طنین "in-air" معیوب، و (ب) اجرای یک گیره کاغذ در امتداد صفحه پروب و نظارت بر تصویر حاصل (ج) می‌تواند برای شناسایی ریزش عنصر مبدل استفاده شود.

مطالعه موردی: یافته‌های QC سونوگرافی

همانطور که در شکل ۳-۱۱ نشان داده شده است، یک متخصص سونوگرافی لکه‌های روشن را در تصویر فراصوت گزارش کرد و از یک دانشمند بالینی درخواست کرد تا آن را بررسی کند. هیچ آسیب آشکاری برای دستگاه یا پروب قابل مشاهده نبود و الگوی طنین "in-air" و آزمایش گیره کاغذ، ریزش عنصر را نشان نداد. سپس اتصال پروب قطع شد و به پورت دیگری متصل شد تا بررسی شود که آیا مشکلی در پورت وجود دارد یا خیر. تکه‌های روشن همچنان وجود داشتند، که تأیید می‌کرد که مشکل به جای موتور اسکن، مربوط به پروب است. بررسی‌های بیشتر نشان داد که قسمت پایین کابل (نزدیک کانکتور) آسیب دیده است. در نهایت سونوگرافست از عیب مطلع شد و مبدل برای تعمیر فرستاده شد.



شکل ۳-۱۱. نوارهای روشن غیر معمول به دلیل اتصال معیوب.

۳-۶. آینده فیزیک فراصوتی

در دستان یک کاربر ماهر، سونوگرافی بالاترین وضوح را در بین تمام روش‌های تصویربرداری ارائه می‌دهد و قادر به تشخیص آسیب شناسی بافت نرم با حساسیت و ویژگی بالا است. توانایی سونوگرافی برای اندازه‌گیری جریان خون و به‌روزرسانی تصاویر در زمان واقعی، سونوگرافی را برای اکوکاردیوگرافی و کاربردهای عروقی ارزشمند کرده است.

یکی از محدودیت‌های فعلی، نیاز به یک اپراتور بسیار ماهر برای انجام و بهینه‌سازی اسکن در حین تفسیر و گزارش همزمان تصاویر است. اپراتورها باید درک خوبی از نحوه تعامل آناتومی هر بیمار با فراصوت داشته باشند. معاینات سونوگرافی کاملاً با سایر اشکال تصویربرداری پزشکی متفاوت است، زیرا پویا و تعاملی است. اپراتورها برای بهینه‌سازی اطلاعات بر مهارت و قضاوت خود تکیه می‌کنند و اغلب یافته‌های اسکن را در زمان واقعی گزارش می‌کنند. به طور معمول، تنها "نماهای" عکس فوری منتخب از معاینه سونوگرافی برای بررسی رادیولوژیک بعدی گرفته می‌شود. بنابراین کاربران باید مراقب باشند تا در محدوده فعالیت خود کار کنند و یافته‌های خود را به طور واضح و موثر تفسیر و منتقل کنند. بدون آموزش و تجربه کافی، آسیب شناسی مربوطه را می‌توان به راحتی با تفسیر نادرست و عملکرد ضعیف گزارش‌دهی از دست داد. افزایش توان محاسباتی برای پردازش تصویر باعث می‌شود که جمع‌آوری داده‌های فراصوت کمتر وابسته به کاربر باشد، و این امکان را فراهم می‌کند که حجم‌های سه‌بعدی با وضوح بالا و برش‌هایی از داده‌های فراصوت برای بررسی گذشته‌نگر به روشی مشابه CT و MR به دست آیند. حالت‌های تکرارپذیرتر در جمع‌آوری داده‌ها نیز ممکن است معرفی روش‌های تجزیه و تحلیل توسط هوش مصنوعی را برای طبقه‌بندی و گزارش تسهیل کند.

تحقیقات هیجان انگیز پیش بالینی شامل "توسعه عوامل جدید کنتراست، تصویربرداری فراصوت عملکردی^۱ (fUS) از فعالیت مغز، داپلر فوق سریع و تصویربرداری با وضوح فوق‌العاده بالا" است. این تکنیک‌های جدید احتمالاً تصویربرداری دقیق از مغز را از طریق جمجمه و تحویل هدفمند دارو ممکن می‌سازد. به طور کلی، هم کیفیت تصاویر و هم روش‌های جمع‌آوری و تجسم داده‌های فراصوت احتمالاً در دهه آینده تغییر خواهند کرد. نقش فیزیکی‌دانان فراصوت در معرفی این فناوری‌ها به بیمارستان‌ها در سال‌های آینده چشم‌انداز هیجان‌انگیزی را ارائه می‌دهد.

منابع

- Allisy-Roberts PJ and Williams J (2007). *Farr's Physics for Medical Imaging*, 2nd edition. Elsevier, Philadelphia, USA.
- Barrie-Smith N and Webb A (2011). *Introduction to Medical Imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications*. Cambridge University Press, Cambridge, UK.

- British Medical Ultrasound Society (BMUS) (2010). "Guidelines for the Safe Use of Diagnostic Ultrasound Equipment". *Ultrasound* **18**: 52–59.
- Dalecki D, Child SZ, Raeman CH and Cox C (1999). "Hemorrhage in Murine Fetuses Exposed to Pulsed Ultrasound". *Ultrasound Med Biol* **25**(7): 1139–1144.
- Dalecki D, Child SZ, Raeman CH, Cox C and Carstensen EL (1997). "Ultrasonically Induced Lung Hemorrhage in Young Swine". *Ultrasound Med Biol* **23**(5): 777–781.
- Dendy PP and Heaton B (2012). *Physics for Diagnostic Radiology*, 3rd edition. CRC Press, London. Donald I, MacVicar J and Brown TG (1958). "Investigation of Abdominal Masses by Pulsed Ultrasound". *Lancet* **271** (7032): 1188–1195.
- Dudley N, Russell S, Ward B and Hoskins P (2014). "BMUS Guidelines for the Regular Quality Assurance Testing of Ultrasound Scanners by Sonographers". *Ultrasound* **22**(1): 8–14. EFSUMB (2020).
- European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology "Guidelines and Recommendations". Online Available from: <https://www.efsumb.org/blog/archives/1156> [accessed 16 September 2020].
- Frizzell LA, Zachary JF and O'Brien WD (2003). "Effect of Pulse Polarity and Energy on Ultrasound-Induced Lung Hemorrhage in Adult Rats". *J Acoust Soc Am* **113**(5): 2912–2918.
- Hoskins PR, Martin K and Thrush A (2019). *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*. CRC Press, Florida, USA.
- IPEM (2010). *Quality Assurance of Ultrasound Imaging Systems*. IPEM Report No. 102. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM), York, UK.
- Izadifar Z, Babyn P and Chapman D (2017). "Mechanical and Biological Effects of Ultrasound: A Review of Present Knowledge". *Ultrasound Med Biol* **43**(6): 1085–1104.
- Miller DL and Thomas RM (1994). "Heating as a Mechanism for Ultrasonically-Induced Petechial Hemorrhages in Mouse Intestine". *Ultrasound Med Biol* **20**(5): 493–503.
- Public Health England (2011). "Guidance Notes for the Acquisition and Testing of Ultrasound Scanners for Use in the NHS Breast Screening Programme". Online Available from: <https://www.gov.uk/government/publications/breast-screening-ultrasound-scanners-standards> [accessed 16 September 2020]. Szabo, T (2014). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Elsevier, Philadelphia, USA.
- RCR (2014). *The Royal College of Radiologists "Standards for the Provision of an Ultrasound Service"*. The Royal College of Radiologists, London, UK. Available online at: www.rcr.ac.uk/publication/standardsprovision-ultrasound-service, accessed 11/3/21.
- Tarantal AF and Canfield DR (1994). "Ultrasound-Induced Lung Hemorrhage in the Monkey". *Ultrasound Med Biol* **20**(1): 65–72. ter Haar G. (2012). *The Safe Use of Ultrasound in Medical Diagnosis*. The British Institute of Radiology, London.
- Treeby BE and Cox BT (2010). "k-Wave: MATLAB Toolbox for the Simulation and Reconstruction of Photoacoustic Wave-Fields". *J Biomed Opt* **15**(2): 21314.

US Food and Drug Administration (2019). "Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers" US Department of Health and Human Services Food and Drug Administration, MD, USA. Available online: www.fda.gov/media/71100/download, accessed 11/3/21.

◆ قسمت دوم ◆

تصویربرداری و درمان با پرتوهای یونیزان

اصطلاح "پرتوهای یونیزان" به ذرات پرانرژی یا امواج الکترومغناطیسی اطلاق می‌شود که می‌توانند اتم‌ها یا مولکول‌ها را یونیزه کنند. اگرچه پرتوهای یونیزان هم برای تصویربرداری پزشکی و هم برای درمان بسیار مفیدند، اما می‌توانند برای بافت‌های بدن مضر هم باشد. شکل ۱-۱-۲ انواع مختلف پرتوهای یونیزان را خلاصه می‌کند.

فوتون‌های پرتوهای ایکس و گاما فقط در نحوه تولید با هم تفاوت دارند. فوتون‌های گاما از فروپاشی هسته‌های ناپایدار تولید می‌شوند و نمی‌توان منابع آن‌ها را مانند تیوب‌های پرتوهای ایکس خاموش یا تنظیم کرد. اگرچه پرتوهای گاما اغلب در نمودارهای طیف الکترومغناطیسی با انرژی‌های بالاتر از پرتوهای ایکس نشان داده می‌شود، در واقع، محدوده انرژی پرتوهای ایکس و گاما با هم همپوشانی دارند.

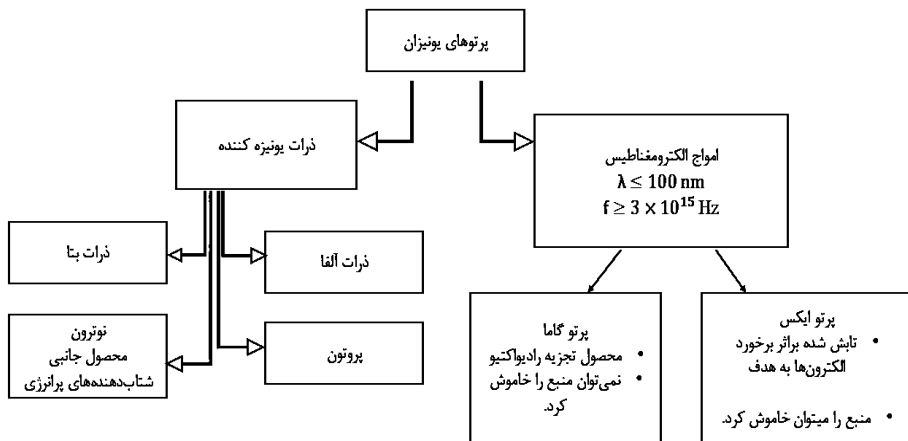
برای مقاصد تصویربرداری، می‌توان از یک تیوب پرتو ایکس برای تولید تصاویر دقیق از بدن به شکل تابش دو بعدی (مسطح) پرتوهای ایکس بر روی صفحه آشکارساز استفاده کرد.

پرتوهای ایکس همچنین می‌تواند برای تولید اطلاعات سه بعدی با استفاده از توموگرافی کامپیوتری محوری (CT) استفاده شود. نقش دانشمند بالینی که با تجهیزات تصویربرداری پرتوهای ایکس کار می‌کند در فصل ۴ توضیح داده شده است.

پزشکی هسته‌ای از منابع رادیواکتیو برای ایجاد تصویر و یا درمان استفاده می‌کند (فصل ۵).

فصل ۶ چگونگی استفاده از برهمکنش فوتون‌های پرنرژی با بافت را برای درمان سرطان با استفاده از پرتودرمانی و براکی‌تراپی شرح می‌دهد. در پرتودرمانی خارجی، یک شتاب‌دهنده خطی برای تولید پرتوهای ایکس پرنرژی (MeV) با استفاده از شتاب‌دهنده‌های MV، به جای پتانسیل‌های KV که برای تولید فوتون‌های KeV مناسب برای تصویربرداری استفاده می‌شود، استفاده می‌شود. این پرتوهای ایکس پرنرژی برای درمان تومور و در عین حال حفظ بافت‌ها و اندام‌های سالم اطراف آن استفاده می‌شود. فیزیکدانان پزشکی با برنامه‌ریزی و ارائه درمان مطمئن می‌شوند که پرتودرمانی تا حد امکان ایمن و مؤثر انجام می‌شود.

فرایند یونیزاسیون برای تصویربرداری و درمان مفید است اما عوارض جانبی بیولوژیکی ناخواسته‌ای نیز به همراه دارد. الزامات ایمنی پرتوها برای تمام جنبه‌های تصویربرداری با استفاده از پرتوهای یونیزان در قسمت ۳ مورد بحث قرار گرفته است که بر ایمنی پرتوها تمرکز دارد (فصل ۷).



۱. نوترون‌ها به طور غیرمستقیم بافت و سایر مواد را یونیزه می‌کنند.

شکل ۱-۲-۱. طبقه بندی پرتوهای یونیزان.

از نظر تاریخی، دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای و در رادیولوژی تشخیصی و ایمنی پرتوها تخصص داشتند. با این حال، با افزایش استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری ترکیبی، مانند PET-CT، مرز بین رشته‌ها به طور فزاینده‌ای مبهم شده است. این امر منجر به پذیرش "تصویربرداری با پرتوهای یونیزان" و "فیزیک پرتودرمانی" به عنوان دو تخصص اصلی پرتوهای یونیزان شده است که در حال حاضر توسط برنامه آموزشی دانشمند بالینی NHS ارائه می‌شود.

بخش‌های بعدی برخی از تعاریف و مقادیر مفید را برای همه تخصص‌هایی که با پرتوهای یونیزان کار می‌کنند، مورد بازبینی قرار می‌دهند.

۲-۱-۱. پرتوهای یونیزان-کمیت‌ها، واحدها و عوامل وزنی

"شار" (Φ) تعداد فوتون‌ها (N) (یا ذرات دیگر) را توصیف می‌کند که وارد یک کره فرضی با سطح مقطع عمود بر جهت پرتو (dA) می‌شوند (ICRU 2011).

$$\varphi = \frac{dN}{dA}$$

شار دارای واحدهای فوتون (یا ذرات) در هر cm^2 است.

در کاربردهای پزشکی، شار یک کمیت مهم است، اما درک انرژی از نظر مفهوم "دوز پرتو" نیز مفید است. دوز را می‌توان به طور مستقیم یا غیر مستقیم اندازه‌گیری کرد یا با استفاده از یک مدل ریاضی تخمین زد. از آنجایی که دوز را می‌توان به روش‌های مختلفی تخمین زد، روش‌های اصلی برای تخمین دوز بعداً به اختصار توضیح داده می‌شود.

از نظر تاریخی، دوز پرتو با استفاده از یک اتاقک یونیزاسیون اندازه‌گیری می‌شد. اتاقک‌های یونش هنوز هم گاهی در پرتودرمانی استفاده می‌شوند، اگرچه برای بیشتر کاربردها، آشکارسازهای حالت جامد جای آن‌ها را گرفته‌اند. (Attix 1986) به وضوح عملکرد اتاقک یونیزاسیون و دیگر آشکارسازها را همراه با مقادیر و واحدهای مورد استفاده در دوزیمتری پرتو توصیف می‌کند. این متن کلاسیک امروزه برای درک فیزیک اساسی و ابزارهای دقیق مورد استفاده در پرتوهای یونیزان مناسب است.

اتاقک یونش حاوی الکترودهایی است که جفت‌یون‌ها را در حین عبور از اتاقک جمع‌آوری می‌کنند. اندازه‌گیری‌ها معمولاً در هوا، یا آب، با بار الکتریکی تولید شده بر اثر یونیزاسیون (اکسپوزر) با واحد کولن بر کیلوگرم (C/kg) انجام می‌شوند. ابزارهای میدانی معمولاً بر اساس یک استاندارد ثانویه کالیبره می‌شوند، که خود نیز بر اساس یک استاندارد اولیه که توسط آزمایشگاه ملی تنظیم می‌شود، کالیبره می‌شوند.

دوز جذبی: انرژی جذب شده در واحد جرم ماده	$1\text{Gy}=1\text{J/Kg}$
دوز معادل: انرژی جذب شده بر اساس اثر بیولوژیکی پرتو	$1\text{Sv}=1\text{J/Kg}$
دوز موثر: انرژی جذب شده متناسب با حساسیت پرتویی بافت یا اندام	$1\text{Sv}=1\text{J/Kg}$

شکل ۲-۱-۲. واحدهای پرتوهای یونیزان.

با استفاده از نظریه حفره براگ-گری (Attix 1986) اکسپوزر اندازه‌گیری شده توسط اتاقک یونیزاسیون می‌تواند به انرژی منتقل شده در واحد جرم تبدیل شود. این مقدار به عنوان دوز جذبی شناخته می‌شود و دارای واحدهایی است که در شکل ۲-۱-۲ خلاصه شده است. دوز جذبی مربوط به ماده‌ای است که یونیزاسیون در آن اندازه‌گیری می‌شود. برای یک اتاقک یونیزاسیون که معادل هوا طراحی شده است، این مقدار به عنوان انرژی جنبشی آزاد شده در واحد جرم هوا توصیف می‌شود (ICRU 2011؛ KERMA). نوع تخصصی اندازه‌گیری غیرمستقیم دوز جذبی است.

برای انواع دیگر تابش‌ها غیر از فوتون‌ها و الکترون‌ها یعنی پروتون‌ها یا نوترون‌ها، یک فاکتور وزنی باید اعمال شود تا تفاوت‌ها در تراکم یونیزاسیون برای مسیرهای متفاوت ذرات در نظر گرفته شود. یونیزاسیون نوترون‌ها و پروتون‌ها به شدت متمرکز است و بنابراین خطر ایجاد سرطان بیشتر خواهد بود. این تفاوت با اعمال یک ضریب وزنی پرتو^۱ به دست می‌آید که از ۱ برای فوتون‌ها و الکترون‌ها، تا ۲ برای پروتون‌ها و با مقادیر پیوسته تا ۲۰ برای نوترون‌ها (بسته به انرژی نوترون) متغیر است. اعمال ضریب وزنی برای نوع ذره، امکان تخمین دوز معادل را برای طیف وسیعی از ذرات فراهم می‌کند.

1. Radiation weighting factor

هنگام تصویربرداری یا درمان، ضروری است که بتوان دوز جذبی یک اندام مانند پستان یا پوست را تخمین زد. برای مقایسه دوز اعضای مختلف بدن در رادیولوژی تشخیصی و پزشکی هسته‌ای باتوجه به تفاوت در حساسیت اندام‌ها از "ضریب وزنی بافت" برای تخمین دوز موثر دریافتی کل بدن استفاده می‌شود. مفهوم دوز موثر، مقایسه دوزها، بین اندام‌هایی مثل قفسه سینه و لگن را ممکن می‌سازد. دوز موثر بر اساس حساسیت نسبی پرتویی هر اندام و همچنین دوز ارسالی تنظیم می‌شود (شکل ۲-۱-۲). مقادیر دوز دیگری نیز در تخصص‌های فردی استفاده می‌شود که در فصل‌های جداگانه توضیح داده شده است.

۲-۱-۲. مواد رادیواکتیو- کمیت‌ها و واحدها

میزان فعالیت مواد رادیواکتیو با A ، در بکرل (Bq) تعیین می‌شود. مواد رادیواکتیو تجزیه می‌شوند و ذرات آلفا، ذرات بتا و اشعه گاما ساطع می‌کنند. مواد رادیواکتیو با نیمه‌عمر ($t_{1/2}$) تجزیه می‌شوند که زمان کاهش فعالیت را به نصف توصیف می‌کند.

فعالیت A ، در زمان t ، به فعالیت اولیه (A_0) نمونه و نیمه‌عمر آن، $t_{1/2}$ مربوط می‌شود.

$$A = A_0 e^{-\frac{0.693t}{t_{1/2}}}$$

هر ذره گاما یا پرتو ایکس دارای انرژی E است که بر حسب واحد الکترون ولت (eV) بیان می‌شود. مواد رادیواکتیو ممکن است انواع مختلفی از پرتوها را ساطع کنند که هر کدام دارای انرژی‌های متفاوتی هستند.

رادیونوکلئیدهایی که پرتو گاما ساطع می‌کنند با کمیتی به نام ثابت پرتو گاما λ مشخص می‌شوند که به عنوان نرخ دوز در یک فاصله مشخص در واحد رادیواکتیویته تعریف می‌شود. این مقدار بسیار مفیدی است که در پرتودرمانی (براکی‌تراپی) برای تعیین مدت درمان و دوز ایمنی پرتو و پزشکی هسته‌ای برای محاسبه فواصل کار ایمن و هرگونه حفاظت مورد نیاز استفاده می‌شود. به عنوان مثال، نرخ دوز در ۱ متر برای ^{192}Ir برابر با 0.113 mSv/hr/GBq است.

۲-۱-۳. برهمکنش پرتوهای یونیزه کننده با ماده

همانطور که پرتوهای یونیزان از بدن انسان عبور می کنند، می توانند پراکنده شوند، جذب شوند یا به طور کامل عبور کنند. در واقع، تصویربرداری پرتوهای ایکس در رادیولوژی تشخیصی مستلزم وجود تفاوت های واضح در عبور پرتوهای ایکس از بدن برای ایجاد کنتراست و امکان تشکیل تصویر است. به طور مشابه، برای تولید تصاویر در پزشکی هسته ای، اشعه گاما باید از بدن انسان به یک آشکارساز برخورد کند. در پرتودرمانی، یک درمان ایده آل شامل ارائه دوز به حجم مورد نظر است، بدون اینکه انرژی در جای دیگر رسوب کند.

شدت پرتو فوتونی با عبور از یک محیط به طور تصاعدی کاهش می یابد. هر محیط دارای خواص تضعیف متفاوتی است که به صورت ضریب تضعیف خطی، μ ، در cm^{-1} توضیح داده شده است. برای یک محیط با ضخامت t ، شدت پرتوهای ایکس پس از عبور از محیط برابر است با:

$$I = I_0 e^{-\mu t}$$

که در آن I شدت ارسالی و I_0 شدت اولیه پرتو است. توجه داشته باشید که به دلیل ماهیت نمایی تابع، شدت یک پرتو هرگز به طور کامل به صفر نمی رسد. ذراتی مانند الکترون ها "یا ذرات بتا، که الکترون ها یا پوزیترون هایی هستند که توسط واپاشی رادیواکتیو ساطع می شوند" می توانند به طور کامل در بافت جذب شوند و برای درمان مفید هستند. برای توصیف ضخامت ماده مورد نیاز برای حفاظت در برابر اشعه از لایه نیم جذب^۱ (HVL) یا لایه ده درصد جذب^۲ (TVL) استفاده می شود که به ترتیب ضخامت ماده مورد نیاز برای کاهش شدت پرتو به نصف یا ضریب ۱۰ را توصیف می کند.

پرتوهای یونیزان را می توان برای درمان سرطان استفاده کرد، اما با افزایش خطر سرطان در بلندمدت نیز همراه است. مکانیسم های دقیق مربوط به خطرات بلندمدت در پرتوهای یونیزان به خوبی شناخته نشده است. برهمکنش فیزیکی اولیه پرتو با بافت حدود ۱۰ تا ۱۳ ثانیه طول می کشد که منجر به یونیزاسیون و تحریک اتم ها و مولکول ها می شود. این تعامل می تواند منجر به آسیب مستقیم به پیوندهای شیمیایی و همچنین تولید رادیکال های آزاد شود. DNA حیاتی ترین هدف سلولی برای آسیب پرتوها است، اگرچه مکانیسم دقیق آسیب DNA

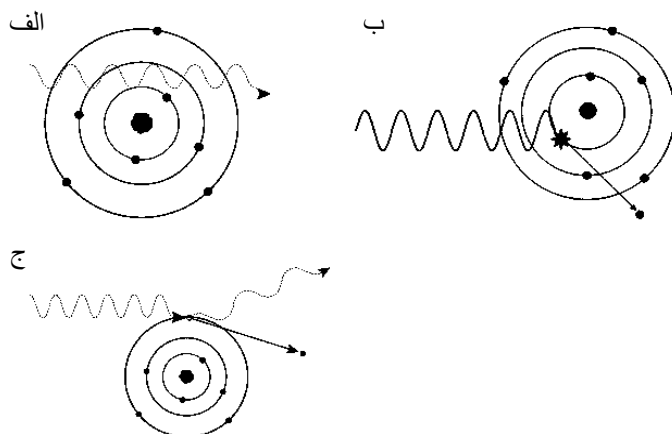
1. Half-Value Layer

2. Tenth-Value Layer

نامشخص است. تصور می‌شود که آسیب مربوط به یک رشته (شکستگی‌های تک رشته‌ای) DNA را می‌توان با موفقیت ترمیم کرد، در حالی که شکستگی‌های ساختار DNA که در هر دو رشته اتفاق می‌افتد، به مراتب بیشتر منجر به مرگ سلولی یا جهش‌های سرطان‌زا و تغییرات سلولی می‌شود. همچنین می‌تواند منجر به تغییرات و اثرات بیولوژیکی شود که طی ماه‌ها یا سال‌ها ظاهر می‌شود و حتی می‌تواند به نسل‌های آینده منتقل شود.

فوتون‌های پرتوهای ایکس و گاما با بافت در سطح زیراتمی تعامل دارند. احتمال این فعل و انفعالات به انرژی پرتو و عدد اتمی و چگالی فیزیکی یا الکترونی ماده بستگی دارد.

همانطور که فوتون‌ها از یک اتم عبور می‌کنند (شکل ۲-۱-۳)، اکثر آن‌ها مستقیماً بدون تغییر جهت یا از دست دادن انرژی عبور می‌کنند. همانطور که در (شکل ۲-۱-۳ الف)) نشان داده شده است، فوتون‌های کم انرژی می‌توانند به صورت کشسان (بدون از دست دادن انرژی) پراکنده شوند. فوتون‌هایی با انرژی بیشتر از انرژی اتصال الکترون‌های لایه داخلی ممکن است منجر به پرتاب فوتوالکترون و تولید پرتوهای X اختصاصی مرتبط با توزیع مجدد الکترون‌ها بین اوربیتال‌ها شوند (شکل ۲-۱-۳ ب)). فوتون‌های با انرژی بالاتر می‌توانند الکترون‌های لایه بیرونی را نیز خارج کنند. فوتون انرژی خود را به الکترون می‌دهد و جهت‌اش تغییر می‌کند که به عنوان پراکندگی کامپتون شناخته می‌شود (شکل ۲-۱-۳ ج)).



شکل ۲-۱-۳. هنگامی که فوتون‌ها از یک اتم عبور می‌کنند: (الف) برخی مستقیماً از آن عبور می‌کنند، (ب) برخی جذب می‌شوند و انرژی به صورت فوتوالکترون خارج می‌شود، (ج) برخی الکترون لایه بیرونی را خارج می‌کنند و سپس پراکنده می‌شوند.

احتمال (P) وقوع برهمکنش فوتوالکتریک با عدد اتمی Z افزایش می‌یابد و با چگالی ماده (ρ) متناسب است.

$$P = \rho z^3 E^{-3}$$

که در آن E انرژی فوتون است.

عدد اتمی موثر و چگالی بافت انسانی و مصالح ساختمانی رایج محاسبه شده است (برای مثال به Kurudirek (2014) و Sutton و همکاران (2012) مراجعه کنید). هوا دارای چگالی و عدد اتمی پایین است، در حالی که سرب دارای چگالی و عدد اتمی بالا است، بنابراین در انرژی‌های پایین، اثر فوتوالکتریک کمتر در هوا رخ می‌دهد و به پرتوهای ایکس اجازه عبور می‌دهد. اما سرب به طور موثر پرتوهای ایکس را جذب می‌کند بنابراین سرب برای محافظت مناسب است. پراکندگی الاستیک و اثر فوتوالکتریک در انرژی‌های تشخیصی پرتوهای ایکس، معمولاً تا ۱۵۰ کیلوولت، غالب هستند.

با افزایش انرژی پرتوهای ایکس، پراکندگی کامپتون بیشتر می‌شود. احتمال این برهمکنش متناسب با چگالی فیزیکی ماده و انرژی پرتو است. پراکندگی کامپتون در انرژی‌های تشخیصی نیز رخ می‌دهد، اما برای تصویربرداری مفید نیست، زیرا پرتوی پراکنده باعث می‌شود تصاویر "مه‌آلود" به نظر برسند. اثر کامپتون برهمکنش غالب پرتوهای ایکس با بافت در انرژی‌های مورد استفاده در پرتودرمانی است. فعل و انفعالات دیگری مانند تولید جفت وجود دارد که در انرژی‌های بالاتر رخ می‌دهد، اما اثر فوتوالکتریک و پراکندگی کامپتون مهمترین برهمکنش‌ها در تصویربرداری، پرتودرمانی و ایمنی پرتو هستند

منابع

- Attix FH (1986). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-Interscience, New York.
- ICRP (2007). "Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection". *Ann ICRP* **37**(2-4).
- ICRU (2011). "Report 85: Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation". *J ICRU* **11**(1).
- IRR17 (2017). "Ionising Radiations Regulations". SI. 1075. Online available from: <http://www.legislation.gov.uk/uksi/2017/1075/contents/made> [accessed 13 September 2020].
- Kurudirek M (2014). "Effective Atomic Numbers and Electron Densities of Some Human Tissues and Dosimetric Materials for Mean Energies of Various Radiation Sources Relevant to Radiotherapy and Medical Applications". *Radiat Phys Chem* **102**: 139-146.
- Sutton DG, Martin CJ, Williams JR and Peet DJ (2012). *Radiation Shielding for Diagnostic X-rays*, 2nd edition. British Institute of Radiology (BIR), London, England.

۴ تصویربرداری تشخیصی با استفاده از پرتوایکس

Debbie Peet, Richard Farley and Elizabeth Davies

در نظام سلامت ملی بریتانیا، سالانه تقریباً ۲۳ میلیون تصویر دوبعدی معمولی (پرتوهای ایکس مسطح) و ۵/۵ میلیون اسکن توموگرافی کامپیوتری (CT) انجام می‌شود (NHS England 2019). مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) و معاینات سونوگرافی، بیماران را می‌توان برای تصویربرداری پرتوهای ایکس توسط پزشک عمومی^۱ (GP) یا پزشک بیمارستان ارجاع داد. دستورالعمل‌های ارجاع توسط رادیولوژیست‌ها تعیین و توسط کالج سلطنتی رادیولوژیست‌ها (RCR 2020) منتشر می‌شود. اکثر بیماران که اسکن پرتوهای ایکس دریافت می‌کنند بزرگسالان هستند. با این حال، ممکن است بیماران اطفال نیز وجود داشته باشند.

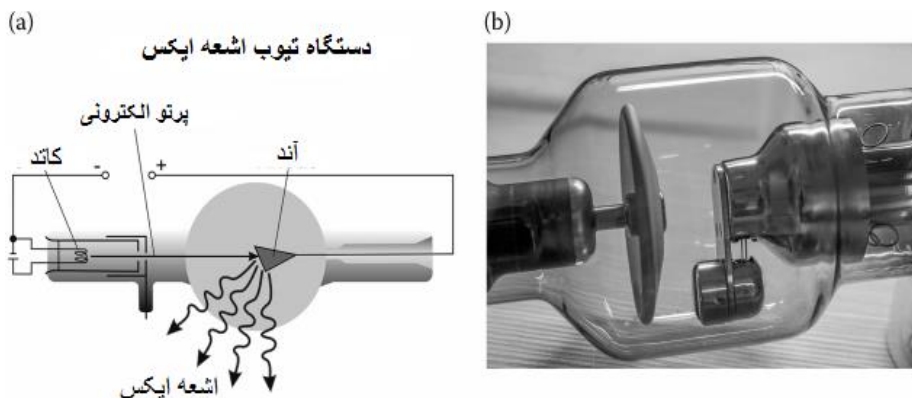
تصویربرداری پرتوهای ایکس شامل تعدادی مدالیته است که همگی از پرتوهای ایکس تولید شده توسط تیوب پرتو ایکس برای تشکیل تصویر پس از عبور پرتو از بدن بیمار استفاده

1. General Practitioner

می‌کنند. از آنجایی که بافت‌ها و ساختارهای مختلف، پرتوهای ایکس را با مقادیر متفاوت (بسته به چگالی، عدد اتمی و ضخامت) تضعیف می‌کنند، این امر باعث می‌شود تصویری از بدن بر روی فیلم پرتوهای ایکس یا یک آشکارساز دیجیتال ثبت شود. توسعه بیشتر تکنیک‌های پرتوهای ایکس برای امکان تصویربرداری سه بعدی با استفاده از CT، به پزشکان این امکان را داده است که به طور واضح ساختارها و اندام‌ها را به صورت سه بعدی مشاهده کنند. این تجهیزات پیکربندی متفاوتی دارند و می‌توانند بسیار متفاوت به نظر برسند. با این حال، عناصر مشترک مربوط به تولید پرتوهای ایکس و تشخیص در آن‌ها یکسان است. این فرایند با جزئیات بیشتری در فیزیک تصویربرداری پزشکی (Allisy Roberts, 2007) و دندی و هیتون (Dendy, 2012) توضیح داده شده است.

۴-۱ تولید پرتوهای ایکس تشخیصی

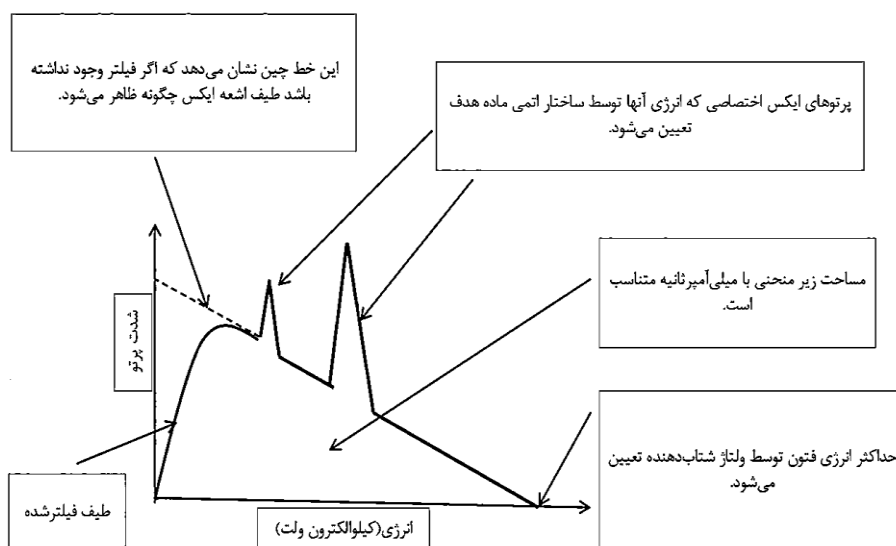
همانطور که در شکل ۴-۱ نشان داده شده است، تمام سیستم‌های تشخیصی با استفاده از یک تیوب پرتو ایکس، پرتوهای ایکس تولید می‌کنند. در تیوب پرتو ایکس یک ولتاژ قوی برای شتاب بخشیدن به الکترون‌های تولید شده توسط پدیده ترمیونی^۱ در یک تیوب خلاء اعمال می‌شود.



شکل ۴-۱. (a) شکل شماتیک یک تیوب پرتو ایکس (b) عکسی از تیوب که آند چرخان در سمت چپ و کاتد در سمت راست قرار دارد.

1. Thermionic emission

هنگامی که الکترون‌های سریع با یک هدف فلزی متراکم (مانند تنگستن) برخورد می‌کنند، سرعت آن‌ها کاهش می‌یابد و انرژی شان آزاد می‌شود. بیشتر انرژی جنبشی الکترون‌ها به گرما تبدیل می‌شود و تنها بخش کوچکی از آن به پرتوهای ایکس تبدیل می‌شود. این پرتوهای ایکس به نام Bremsstrahlung شناخته می‌شود که به زبان آلمانی به معنای "تابش ترمزی" است. برای جلوگیری از گرم شدن بیش از حد آن، آن را با سرعت بسیار بالا می‌چرخانند تا به دفع گرما کمک کند. حداکثر انرژی فوتون به دست آمده برابر با حداکثر انرژی جنبشی الکترون‌ها است که توسط پیک ولتاژ بین آند و کاتد هدایت می‌شود (kVp؛ شکل ۴-۲). شار الکترون‌ها و در نتیجه شدت پرتوهای ایکس، توسط جریان فیلامان کاتد تعیین می‌شود (معمولاً چندین آمپر مورد نیاز است). هدف معمولاً تنگستن است، اما از مواد دیگری نیز برای کاربردهای تصویربرداری تخصصی، مانند ماموگرافی (تصویربرداری پستان) استفاده می‌شود. انرژی پرتوهای X اختصاصی نیز وابسته به ماده هدف است.



شکل ۴-۲. طیف پرتوهای ایکس تولید شده توسط یک هدف تنگستن.

برای جلوگیری از نشت پرتوهای ایکس از تیوب، آن را در یک پوشش سربی محصور می‌کنند. این کار بیشتر پرتوهای ایکس را تضعیف می‌کند، اما هنوز مقداری نشت وجود خواهد داشت. پرتو مناسب برای تصویربرداری توسط کولیماتور همسو می‌شود. کولیماتورها ممکن است

ثابت، قابل تنظیم یا ترکیبی از هر دو باشند. فیلترهای اضافی نیز می‌توانند در مسیر پرتو قرار گیرند تا توزیع انرژی (طیف) پرتوهای ایکس ساطع شده را تنظیم کنند. این کار برای حذف پرتوهای ایکس کم انرژی و بهینه‌سازی توزیع انرژی برای انواع مختلف تصویربرداری انجام می‌شود. "کیفیت پرتوهای ایکس به شکل طیف پرتوهای ایکس اشاره دارد. این مورد به ماده هدف، خواص فیلتر و حداکثر انرژی جنبشی الکترون‌ها (که با تغییر ولتاژ تیوب کنترل می‌شود) بستگی دارد. شدت یا کمیت فوتون‌ها با تعداد الکترون‌های تولید شده تعیین می‌شود که با تغییر جریان تیوب (بر حسب میلی‌آمپر) و زمان اکسپوژر (بر حسب ثانیه) کنترل می‌شود. ترکیب جریان لوله و زمان اکسپوژر اغلب به عنوان محصول آن‌ها خلاصه می‌شود، یعنی میلی‌آمپر ثانیه (mAs).

از تیوب‌های پرتوهای ایکس به روش‌های مختلف برای به دست آوردن اطلاعات مورد نیاز برای تشخیص و درمان بیماران با کمترین دوز ممکن استفاده می‌شود. انواع زیادی از تجهیزات رادیولوژی تشخیصی (خلاصه شده در جدول ۴-۱) وجود دارد و بخشی از چالش این موضوع، درک مجموعه وسیعی از تجهیزات موجود از تولیدکنندگان مختلف است.

۴-۲. روش‌های تصویربرداری پرتوهای ایکس

۴-۲-۱. Conventional 2D X-ray Projections

اگرچه فیلم پرتوهای ایکس در حال حاضر به ندرت مورد استفاده قرار می‌گیرد، اما تصویربرداری پرتوهای ایکس همچنان به عنوان رادیوگرافی ساده (مسطح یا دوبعدی) نامیده می‌شود. تجهیزات مورد نیاز برای تصویربرداری مسطح شامل یک تیوب پرتو ایکس متصل به یک ژنراتور، یک آشکارساز دیجیتالی (شکل ۴-۳ (الف)) و یک پانل کنترل است که از پشت صفحه کار می‌کند. تیوب پرتو ایکس را می‌توان به سمت یک آشکارساز قرار داد که در سینی^۱ زیر میز برای معاینه قرار می‌گیرد و در آن بیمار به پشت خوابیده است، یا با قرار دادن یک عضو روی میز می‌توان تصویر را به دست آورد. همچنین می‌توان از یک پایه عمودی برای نگه داشتن آشکارساز به صورت عمودی استفاده کرد تا بیمار بتواند در برابر آن بایستد، به عنوان مثال، برای تصویربرداری از قفسه سینه.

1. Tray

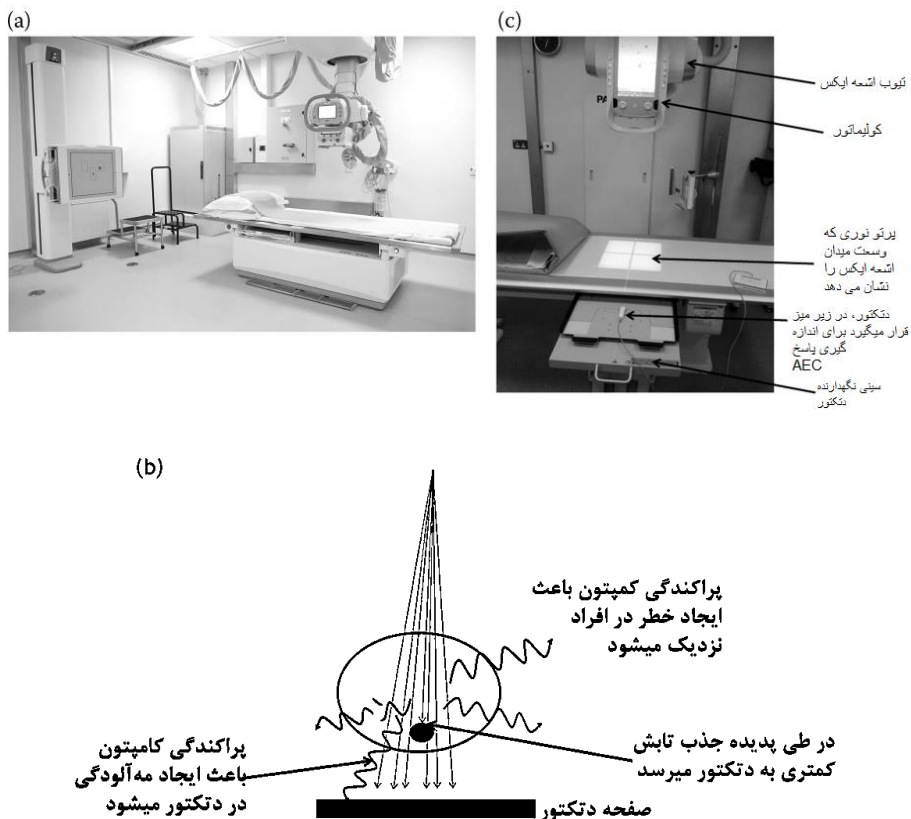
جدول ۴-۱. کاربردهای بالینی تجهیزات رادیوگرافی دیجیتال پرتوهای ایکس (DR).

روش DR	روش فرعی مشترک	کاربرد بالینی	رشته‌های بالینی
تصویربرداری مسطح پرتوهای ایکس	رادیوگرافی کامپیوتری (CR)	تشخیص اولیه	رادیولوژی (عمومی) و ماموگرافی
	رادیوگرافی دیجیتال مستقیم (DDR) ^۱	رویه‌های درمانی	روماتولوژی رادیولوژی دندان
	دندان داخل دهانی (IO)		انکولوژی
	ارتوپانتوموگرافی دندان ^۲ (OPT)		MSK
	سفالومتری دندان DEXA		
فلوروسکوپی	فلوروگرافی - اکتساب‌های تک یا چند سطحی ^۳	تشخیص اولیه	رادیولوژی (عمومی) آنژیوگرافی و عروقی
	Cine modes		کاردیولوژی
	آنژیوگرافی سابتراکشن دیجیتال (DSA)	رویه‌های مداخله‌ای	اورولوژی انکولوژی
	سنگ شکنی	رویه‌های درمانی	MSK
CT	بدون کنتراست تک فاز دو فاز	تشخیص اولیه	رادیولوژی (عمومی) آنژیوگرافی و عروقی
	سی‌تی - فلوروسکوپی SPECT-CT (هیبرید) PET-CT (هیبرید)	رویه‌های مداخله‌ای	کاردیولوژی انکولوژی
		رویه‌های درمانی	

۱. (DR) DDR این مورد را با DR (مانند رادیولوژی تشخیصی) اشتباه نگیرید.

۲. رادیوگرافی اسکن پانورامیک با نام OPG (Orthopantomogram) نیز شناخته می‌شود که از یک نام تجاری اولیه گرفته شده است.

۳. فلوروگرافی یک اصطلاح قدیمی است و در حال حاضر بیشتر به عنوان "تصویربرداری اکتسابی" یا "تصویربرداری نقطه‌ای" شناخته می‌شود.



شکل ۳-۴. (a) یک اتاق معمولی پرتوهای ایکس فیلم ساده، (b) پراکنگی کامپتون (c) اندازه‌گیری روی دستگاه AEC.

در حال حاضر دستگاه‌های تصویربرداری تشخیصی که در بیمارستان‌ها استفاده می‌شود، نسبت به آزمایش‌های اولیه تیوب اشعه کاتدی رونتگن، همانطور که در فصل ۱ توضیح داده شد، بسیار کم تکامل یافته است. در هنگام عبور اشعه از بدن، فوتون‌ها بیشتر توسط موادی با عدد اتمی بالا جذب می‌شوند (مثلاً کلسیم موجود در استخوان، یا فلز یک لگن مصنوعی) و باعث ایجاد سایه‌ای روی یک آشکارساز تخت می‌شوند، همانطور که در شکل ۴-۴ نشان داده شده است. اگر قسمتی از بدن که باید تصویربرداری شود نسبتاً نازک باشد، مانند دست یا مچ پا، اندام را می‌توان مستقیماً روی صفحه تصویربرداری قرار داد. قسمت‌های ضخیم‌تر بدن، مانند شکم، تعداد قابل توجهی پرتوهای ایکس پراکنده تولید می‌کنند (شکل ۴-۳(ب)). پرتوهای ایکس پراکنده باعث می‌شود که تصویر "مه‌آلود" به نظر برسد، اما می‌توان با قرار دادن یک

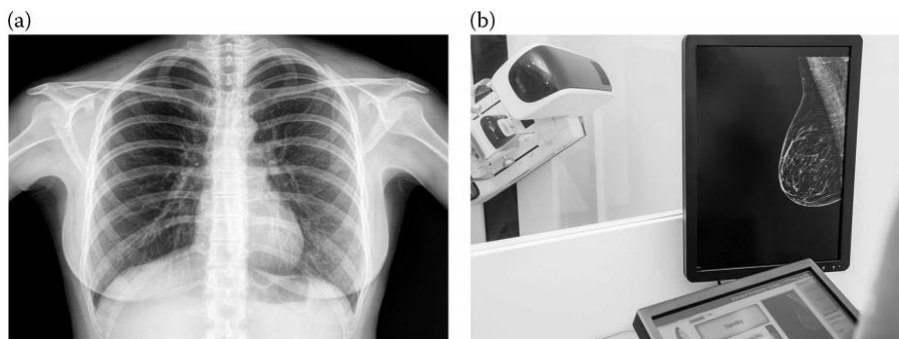
شبکه ضد پراکندگی^۱ در جلوی آشکارساز، آن‌ها را کاهش داد. گرید دارای لایه‌هایی از مواد تضعیف‌کننده است تا هرگونه پرتوهای ایکس پراکنده را فیلتر کند. دستگاهی که به عنوان کنترل خودکار اکسپوژر^۲ (AEC) شناخته می‌شود، اغلب در مجموعه گرید تعبیه می‌شود تا پس از تشخیص شدت خاصی از تابش، اکسپوژر را خاتمه دهد (شکل ۴-۳(ج)). این عمل ضخامت بیمار و تراکم‌های مختلف بافت‌های داخل بدن، مانند استخوان یا ریه را تصحیح می‌کند (شکل ۴-۴(الف)). انرژی پرتوهای ایکس، فاکتورهای اکسپوژر، کولیماسیون، وجود یا عدم وجود شبکه ضد پراکندگی و تنظیمات AEC همگی باید برای دستیابی به ظاهر و ویژگی‌های مطلوب تصویر برای کاربردهای بالینی مختلف باید بهینه شوند.

یکی از تغییرات عمده در رادیوگرافی مسطح، حرکت از فیلم به سمت آشکارسازهای دیجیتالی بوده است. توسعه بیشتر تکنیک‌های پرتوهای ایکس برای امکان تصویربرداری سه بعدی با استفاده از توموگرافی کامپیوتری، به پزشکان این امکان را داده است که به جای محدود شدن به یک پروجکشن دو بعدی، ساختارها و اندام‌ها را به صورت سه بعدی تجسم کنند، در نتیجه اطلاعات بیشتری برای تشخیص و مدیریت بیمار فراهم می‌شود.

یکی از کاربردهای رادیوگرافی مسطح، ماموگرافی است که از پرتو ایکس برای تصویربرداری از پستان استفاده می‌کند (شکل ۴-۴(ب)). سینه کنتراست ذاتی بسیار کمی دارد زیرا عمدتاً از بافت غددی و چربی تشکیل شده است. بنابراین تصویربرداری باید بهینه شود تا بتوان تومورها و کیست‌های کوچک را تشخیص داد. برای رسیدن به این هدف، از مولیدن به جای تنگستن استفاده می‌شود (و اغلب فیلتر می‌شود) تا محدوده انرژی بسیار پایین‌تری حاصل شود. سینه فشرده می‌شود تا تضعیف و پراکندگی را کاهش دهد، در نتیجه دوز مورد نیاز برای ارائه یک تصویر خوب کاهش می‌یابد. همچنین تیوب در داخل محفظه خود زاویه دارد تا از تغییرات زاویه‌ای در شدت پرتوهای ایکس ساطع شده از آنند (اثر پاشنه) برای ایجاد تصویر بهتر استفاده کند. از صفحه نمایش با وضوح بالا برای مشاهده تصاویر ماموگرافی در شرایط نور کم استفاده می‌شود تا از تغییرات کوچک یا ظریف در پستان جلوگیری شود. جزئیات بیشتر در مورد الزامات فنی ماموگرافی در مقایسه با رادیوگرافی مسطح را می‌توان در Farr's Physics for Medical Imaging Allisy-Roberts and Williams 2007 و Dendy and Heaton یافت. (۲۰۱۲)

1. Anti-scatter grid

2. Automatic Exposure Control



شکل ۴-۴. (a) تصویر قفسه سینه، (b) ماموگرافی. مجموعه پرتوهای ایکس مورد استفاده برای غربالگری سینه کاملاً متفاوت از دستگاه پرتوهای ایکس معمولی است.

۴-۲-۲. فلوروسکوپی

روش فلوروسکوپی تصویربرداری با پرتوهای ایکس را قادر می‌سازد تا در زمان واقعی انجام شود. از این تکنیک برای تصویربرداری از ساختارهای متحرک، مانند مفاصل، و برای ردیابی ماده کنتراست از طریق دستگاه گردش خون یا گوارش استفاده می‌شود. فلوروسکوپی همچنین برای هدایت روش‌های مداخله‌ای در قلب و عروق و جراحی "key-hole" استفاده می‌شود.

سیستم‌های فلوروسکوپی شبیه به سیستم‌های پرتوهای ایکس "فیلم ساده" هستند اما از پالس‌های کوتاه پرتوهای ایکس برای تشکیل تصویر استفاده می‌کنند. پالس‌های کوتاه پرتوهای ایکس برای به حداقل رساندن دوز برای بیمار استفاده می‌شود، اما نویز تصویر در مقایسه با فیلم ساده افزایش می‌یابد. سیستم‌های فلوروسکوپی اغلب بر روی بازوی C شکل نصب می‌شوند تا بتوان آن‌ها را تقریباً در هر جهتی در اطراف بیمار قرار داد (شکل ۴-۵) تیوب پرتو ایکس و آشکارساز در یک راستا قرار می‌گیرد.

۴-۲-۳. آنژیوگرافی

در آنژیوگرافی، یک ماده حاجب (معمولاً ید) به عروق وارد می‌شود تا کنتراست افزایش یابد (شکل ۴-۶). در جایی که اندام‌ها نسبتاً ثابت هستند، مانند مغز، تصاویر به‌دست‌آمده با و بدون کنتراست را می‌توان از هم تفريق کرد تا تصویر واضحی از عروق حاوی ماده حاجب به تنهایی باقی بماند (شکل ۴-۶ ب). این تکنیک آنژیوگرافی تفريق دیجیتال^۱ (DSA) نامیده می‌شود.

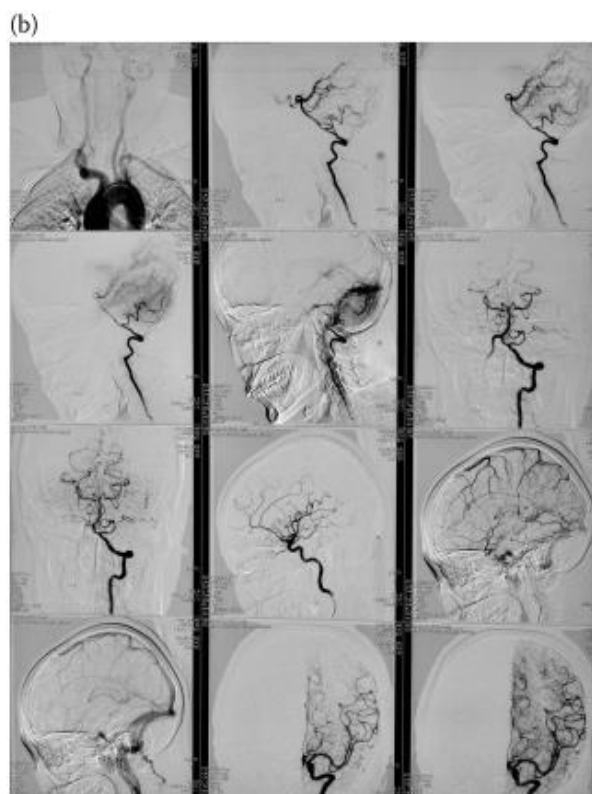


شکل ۴-۵. مجموعه پرتوهای ایکس مداخله‌ای. گانتی C-arm برای دسترسی و حرکت در اطراف بیمار برای به دست آوردن تصاویر پویا استفاده می‌شود.

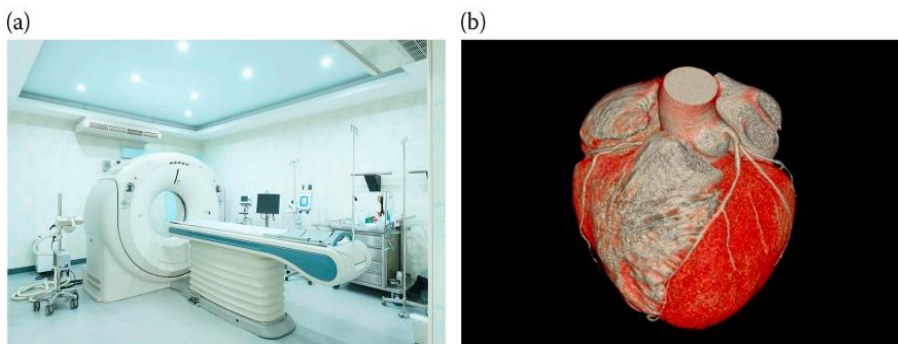
۴-۲-۴. توموگرافی کامپیوتری

اسکنرهای سی تی اسکن (شکل ۴-۷ (الف)) از تضعیف متفاوت در نواحی مختلف بدن، در مقایسه با یک پروجکشن ۲ بعدی ساده استفاده می‌کنند. پرتوهای ایکس با مقادیر kV نسبتاً بالا (معمولاً تا ۱۴۰ کیلوولت) تولید می‌شوند. (Kalendar 2001) آشکارسازهای حالت جامد در اطراف بیمار، پرتوهای ایکس را از زوایای مختلف دریافت می‌کنند و به صورت ماریجی در اطراف بدن می‌چرخند تا یک مجموعه داده سه‌بعدی از نواحی متفاوت از تضعیف اشعه را نشان دهد.

درجه تضعیف معمولاً در سایه‌های خاکستری متفاوت از سیاه (هوا) تا سفید (استخوان) ترسیم می‌شود. همچنین می‌توان تصاویر را به صورت مصنوعی با هدف برجسته کردن سطوح ساختارها یا اندام‌های مورد نظر رنگ آمیزی کرد (شکل ۴-۷ (ب)). در تکنیک CT مقدار دوز نسبتاً بالا است. بنابراین، بهینه‌سازی بخش مهمی از نقش متخصص بالینی است تا اطمینان حاصل کند که دوزهای دریافتی توسط بیماران با توجه به هدف بالینی مورد نظر، تا حد امکان پایین است. پیشرفت در بازسازی تصویر به طور مداوم کیفیت تصاویر را بهبود می‌بخشد، و همچنین فرصت‌هایی را برای ارائه دوزهای کمتر فراهم می‌کند.



شکل ۴-۶. (a) آنژیوگرافی عروق کرونر که کنتراست ید را در قلب نشان می‌دهد (b) نوروآنژیوگرافی که تصاویر تفریق شده از عروق مغز را نشان می‌دهد. پس زمینه از تصویر حذف می‌شود تا عروق با وضوح بیشتری نشان داده شود. این عمل در قلب امکان پذیر نیست زیرا با هر ضربان قلب پس زمینه حرکت می‌کند.



شکل ۴-۷. (a) سی تی اسکنر، و (b) بازسازی سه بعدی قلب توسط داده های سی تی.

۴-۲-۵. سی تی پرتو مخروطی^۱ (CBCT)

در چندین مدل، تجهیزات پرتوهای ایکس در اطراف بیمار حرکت می کند تا تصاویر توموگرافی تولید شوند. سی تی پرتو مخروطی یک روش نسبتاً جدید است که در دندانپزشکی، رادیولوژی تشخیصی و پرتودرمانی استفاده می شود. کتاب های درسی کمی در این زمینه وجود دارد، اما برخی اطلاعات مفید برای رادیولوژی تشخیصی را می توان از طریق انجمن آمریکایی فیزیک پزشکی (AAPM)، (Sedentexct (2020) and Wong et al. (2011) یافت.

۴-۲-۶. سایر اشکال تجهیزات و تصویربرداری ترکیبی

تمام روش های پرتوهای ایکس که در اینجا توضیح داده شده است به عنوان واحدهای متحرک برای تصویربرداری در سالن یا بالین در دسترس هستند (اگرچه سی تی متحرک به دلیل تأثیر دوز برای کسانی که در آن منطقه هستند کمیاب است). سایر روش های رایج پرتوهای ایکس شامل رادیولوژی دندان (Waites and Drage 2013) و استفاده از پرتوهای ایکس برای اسکن تراکم استخوان است.

ترکیب روش های مختلف برای تولید اسکنرهای هیبریدی که ترکیبی از توموگرافی انتشار تک فوتون با سی تی (SPECT-CT) یا توموگرافی انتشار پوزیترون (PET-CT)، سودمند است. تصویربرداری هیبریدی به طور فزاینده ای محبوب است زیرا اشکال مختلف تصویربرداری اطلاعات یک دیگر را تکمیل می کنند. همچنین می توان از تصویربرداری برای هدایت درمان

1. Cone Beam Computed Tomography

استفاده کرد. به عنوان مثال، در پرتودرمانی، می‌توان از CBCT برای بررسی موقعیت بیمار استفاده کرد.

۳-۴. اندازه‌گیری‌های عملکرد

با توجه به پیچیدگی تجهیزات پرتوهای ایکس، توجه به عملکرد صحیح این تجهیزات از نظر ایمنی مهم است. ارزیابی عملکرد تمام اجزاء در طول زنجیره تصویربرداری، از تیوب پرتو ایکس تا تصویر نهایی ارائه شده است. دانشمندان بالینی درگیر موارد زیر هستند:

- تعیین آزمون‌های مورد نیاز
- مشاوره در مورد الزامات کنترل کیفی محلی انجام شده توسط رادیوگرافست
- انجام QC پیچیده‌تر با همکاران تکنسین
- تجزیه و تحلیل نتایج
- حل مسئله و تصمیم‌گیری در هنگام بروز مسائل

قوانین کنونی بریتانیا مستلزم ارزیابی تجهیزات رادیولوژی تشخیصی پرتوهای ایکس است همانطور که در IRR17 و IR(ME)R17 آمده است. برای اطلاعات بیشتر، به فصل ۷ مراجعه کنید. دانشمندان بالینی در کنار یک مشاور حفاظت در برابر پرتو^۱ (RPA) یا متخصص فیزیک پزشکی^۲ (MPE) برای ارائه مشاوره در خصوص روش‌های مداخله‌ای با دوز بالا، توسعه آزمایش‌های QC مناسب، به ویژه برای تجهیزات جدید یا فناوری‌های نوظهور به طور رسمی برای ارائه مشاوره طبق IRR17 تأیید شده‌اند. MPEها دانشمندان بالینی هستند که سطح مشخصی از تجربه کار با تجهیزات پرتو و درک مواجهه با بیمار را به دست آورده‌اند. ضروری است که از راهنمایی‌های مراجع بین‌المللی در طول توسعه برنامه‌های QA و آزمون‌های QC آگاه باشید. چندین مرجع IPEM وجود دارد که اندازه‌گیری عملکرد تجهیزات تشخیصی پرتوهای ایکس را توصیف می‌کند (جدول ۴-۲).

یادداشت‌های راهنمای دندانپزشکی بریتانیا (IPEM 2002) دستورالعمل‌هایی را در مورد الزامات یک معاینه حیاتی برای بررسی ویژگی‌های ایمنی نصب تجهیزات ارائه می‌دهد. به صورت دوره‌ای، گزارش‌های جدید منتشر و به روز می‌شوند تا فناوری‌های در حال توسعه را

1. Radiation Protection Advisor
2. Medical Physics Expert

منعکس کنند. دانشمندان بالینی اغلب درگیر نوشتن راهنما و توافق با روش‌های مناسب ارزیابی هستند. هرگونه انحراف از این مراجع باید بر اساس شواهد جدید یا اطلاعات اضافی توجیه شود. سایر مراجع مفید که آزمون عملکرد تجهیزات را پوشش می‌دهند شامل موارد زیر است:

- گزارش کارگروه انجمن فیزیکدانان پزشکی آمریکا^۱ (AAPM)
- پروتکل ماموگرافی و CBCT فدراسیون سازمان‌های اروپایی در فیزیک پزشکی^۲ (EFOMP)
- منابع فیزیک پزشکی آژانس بین‌المللی انرژی اتمی^۳ (IAEA)

انواع مختلفی از ارزیابی عملکرد بر روی تجهیزات تشخیصی پرتوهای ایکس انجام می‌شود که شامل سطوح مختلف پیچیدگی و طیف وسیعی از اندازه‌گیری‌ها است. این آزمون‌ها در طول عمر عملیاتی تجهیزات مورد نیاز هستند، برخی از ارزیابی‌ها بیشتر از بقیه انجام می‌شوند. انواع اصلی ارزیابی عملی در جدول ۳-۴ خلاصه شده است. دانشمندان ارشد ممکن است به عنوان بخشی از یک تیم چندرشته‌ای درگیر در انتخاب تجهیزات، با ارزیابی اسکنرها و سیستم‌های تصویربرداری تجاری موجود از نظر عملکرد مورد انتظار، قابلیت فنی، ایمنی و دوز بالقوه بیمار درگیر باشند.

جدول ۳-۴. منابع IPEM برای ارزیابی عملکرد تجهیزات تشخیصی پرتوهای ایکس

منبع	عنوان
گزارش IPEM 91	آزمون عملکرد اکثر روش‌های تجهیزات
گزارش IPEM 89	سیستم‌های ماموگرافی
گزارش IPEM 107	معاینه ضروری
گزارش IPEM 32	بخش اول، لوله و ژنراتور
	قسمت دوم، فلوروسکوپی
	قسمت ششم، فلوروگرافی
	قسمت هفتم، سیستم‌های تصویربرداری دیجیتال

1. American Association of Physicists in Medicine

2. European Federation of Organizations in Medical Physics

3. International Atomic Energy Agency

جدول ۳-۴. انواع مختلف ارزیابی عملکرد تجهیزات پرتوهای ایکس

ارزیابی	چرا این امر ضروری است؟	چگونه ارزیابی می‌شود؟
معاینه ضروری	برای اطمینان از ایمن بودن تجهیزات برای عملیات. این یک الزام قانونی IRR17 است.	ارزیابی سیستم‌های ایمنی پرتویی، کنترل‌ها و دستگاه‌های هشدار دهنده در برابر استانداردهای تعیین شده. این کار برای نصب‌های جدید و به دنبال تعویض قطعاتی مانند لوله‌های پرتوهای ایکس انجام می‌شود. معاینه بحرانی تجهیزات سیار پرتوهای ایکس را مستثنی می‌کند.
پذیرش	برای تأیید عملکرد سیستم همانطور که انتظار می‌رود و مطابق با مشخصات مندرج در قرارداد خرید است.	بررسی کنید که همه اجزا و سیستم‌ها وجود داشته باشند، مانند گریدهای ضد پراکندگی و پدال‌های فشرده سازی. بررسی کارایی عملکرد در برابر استانداردها و مشخصات. این کار فقط در نصب‌های جدید انجام می‌شود.
راه‌اندازی	برای بررسی این سیستم برای استفاده بالینی مناسب است و مقادیر پایه را برای مقایسه آتی با آزمایش‌های معمول تعیین می‌کند.	اندازه‌گیری عملکرد خروجی و کیفیت تصویر، برای تولید مقادیر پایه برای طیف وسیعی از شرایط عملیاتی. این برای نصب‌های جدید و به دنبال تنظیمات بالینی یا کارهای بهینه‌سازی انجام می‌شود.
آزمون روتین برنامه‌ریزی شده	برای ارزیابی قابلیت اطمینان و کارایی عملکرد در برابر استانداردها و مقادیر راه‌اندازی. این یک الزام قانونی IR(ME)R17 است.	اندازه‌گیری‌های دوره‌ای در فواصل زمانی مربوط به عملکرد دستگاه، خروجی و عملکرد کیفیت تصویر. در طول عمر سیستم انجام می‌شود.
تعمیر و نگهداری تجهیزات	برای بررسی اینکه سیستم برای استفاده بالینی پس از خدمات برنامه‌ریزی شده تجهیزات، قابل قبول و ایمن است.	برای تشخیص تغییرات به دنبال روش‌های نگهداری. نمونه‌ای از اندازه‌گیری‌ها یا ارزیابی کامل می‌تواند برای بررسی استانداردها و مقادیر پایه انجام شود.
آزمون موقت	برای بررسی یا تأیید عملکرد تجهیزات به دنبال استفاده بالینی اشتباه یا مشکوک.	اندازه‌گیری‌های مربوط به خروجی یا کیفیت تصویر مانند استفاده از فانتوم آب برای بررسی آرتیفکت‌های مشاهده شده در تصاویر CT بالینی.

همه روش‌های پرتوهای ایکس به ارزیابی‌های عملی اصلی نیاز دارند، اگرچه روش و تجهیزات مورد استفاده برای این آزمایش‌ها ممکن است متفاوت باشد. به عنوان مثال، ارزیابی سیستم ماموگرافی به تجهیزات و فانتوم‌های تخصصی متفاوت در مقایسه با سیستم‌های CT نیاز دارد. اندازه‌گیری عملکرد تجهیزات پرتوهای ایکس معمولاً بخشی جدایی‌ناپذیر از سیستم‌های مدیریت کیفیت محلی است که هدف آن ارائه سطوح بالای عملکرد مداوم است.

اطمینان از کیفیت و عملکرد تجهیزات تشخیصی پرتوهای ایکس بخشی از برنامه‌های تضمین کیفیت (QA) است که ارزیابی و اندازه‌گیری عملی آن به عنوان QC شناخته می‌شود. توجه داشته باشید که این اصطلاحات قابل تعویض نیستند. برنامه‌های QA شامل آزمون‌های QC هستند، اما دامنه وسیع‌تری نسبت به خود آزمایش‌ها دارند و همه فرایندها و رویه‌ها را برای اطمینان از ایمنی و عملکرد خوب در خود جای می‌دهند.

به عنوان مثال، برای اطمینان از QA باید رویه‌های قوی برای تحویل تجهیزات پس از کار تعمیر و نگهداری وجود داشته باشد. این رویه‌ها باید شامل ارتباطات واضح و نگهداری سوابق باشد که نشان دهنده جنبه‌هایی از سیستم است که تغییر کرده است. بر اساس این تحویل، دانشمند می‌تواند تصمیم بگیرد که آیا بررسی‌های QC محلی، بررسی‌های QC فیزیکی پزشکی خاص یا بررسی QC سالانه قبل از بازگرداندن تجهیزات به استفاده بالینی مورد نیاز است یا خیر. لازم به ذکر است که هر سازمانی در برخورد با فرایند QA، QC را به گونه‌ای متفاوت انجام می‌دهد، بدون اینکه روش جهانی واحدی اتخاذ شود.

نتایج بررسی‌های عملکرد باید به سرعت تجزیه و تحلیل شود و در اسرع وقت به کاربران بالینی اطلاع داده شود، به خصوص اگر مشکلاتی پیدا شده باشد. مشکلات جدی ممکن است به این معنی باشد که تجهیزات باید از سرویس حذف شوند. بیمارانی که با تجهیزات معیوب اسکن می‌شوند ممکن است نیاز به تکرار اسکن داشته باشند. برای سرعت بخشیدن به تجزیه و تحلیل و گزارش آزمون‌ها، دانشمندان اغلب با پیاده‌سازی سیستم‌هایی برای خودکارسازی تجزیه و تحلیل اندازه‌گیری‌های عملکرد درگیر هستند. با استفاده از بسته‌های نرم‌افزاری مختلف می‌توان به این امر دست یافت. نمونه‌ای از صفحه گسترده میکروسافت که برای سرعت بخشیدن به تجزیه و تحلیل آزمون‌های معمول QC توموگرافی کامپیوتری استفاده می‌شود در شکل ۴-۸ ارائه شده است.

Input baselines, align CT chamber with lasers and ensure it is central in first axial image. Axial imaging only, ensure each measurement is a single rotation and stop table movement.

Variation with	B-T Filter	kV	mA	Time	Collimation (mm)	Dose Reading (mGy)	CTDI _{ref,100} (mGy)	ΔCTDI _{ref,100} (mGy/mAs)	Baseline (mGy/mAs)	% Diff.	Ratio	Specification
Collimation (mm)	Large	120	100	1	4 x 0.50 mm	1.958	97.950	0.980	0.940	-4.2	1.50	
					4 x 1.00 mm	2.607	65.175	0.652		0.0	1.00	
					4 x 2.00 mm	3.848	48.100	0.481		0.0	0.74	
					4 x 4.00 mm	6.973	43.581	0.436	0.440	-1.0	0.67	
					4 x 8.00 mm	13.130	41.031	0.410	0.417	-1.6	0.63	
Reference for Dose Calcs			100	1								
												CTDI (μGy/mAs.kV²)
kV	Large	80	100	1	16.0	3.498	21.863	0.219	0.218	0.3	0.034	
		100				5.152	32.200	0.322	0.339	-5.0	0.032	
		120				6.962	43.513	0.435	0.440	-1.1	0.030	
		135				8.469	52.931	0.529	0.577	-8.3	0.029	
mA	Large	50	120	1	16.0	3.466	21.663	0.433	0.426	1.7		
		100				6.993	43.706	0.437		0.0		
		200				13.99	87.438	0.437	0.440	-0.6		
		400				30.15	188.438	0.471	0.476	-1.0		
Rotation time (s)	Large	120	100	0.25	16.0	2.097	13.106	0.524	0.520	0.8		
				0.50		3.728	23.300	0.466	0.479	-2.7		
				1.00		7.022	43.888	0.439	0.440	-0.3		
				2.00		13.62	85.125	0.426	0.429	-0.8		
Off-axis	L	120	100	1.0	16.0	4.521	28.256	0.283			Ratio	Baseline
	L - Centre					6.993	43.706	0.437			0.65	0.58
	SS					3.405	21.281	0.213				
	SS-centre					5.409	33.806	0.338			0.63	0.62
10cm down												
Repeatability												
Results												
#1												
0.435												
#2												
0.437												
#3												
0.439												
Mean												
0.437												
Coefficient of Variation												
0.4												
Variation with kV												
Results												
Baseline												
mean (μGy/mAs.kV²)												
0.031												
% variation												
7.2												
% change												
-4.4												
Variation w/Rotation Time												
Results												
Baseline												
mean (mGy/mAs)												
0.454												
% variation												
9.4												
% change												
-0.7												
Variation with mA												
Results												
Baseline												
mean (mGy/mAs)												
0.445												
% variation												
4.0												
% change												
-0.5												
Max. variation with Collimation vs Baseline												
4.2												
Max. variation with Off-axis vs Baseline												
11.5												

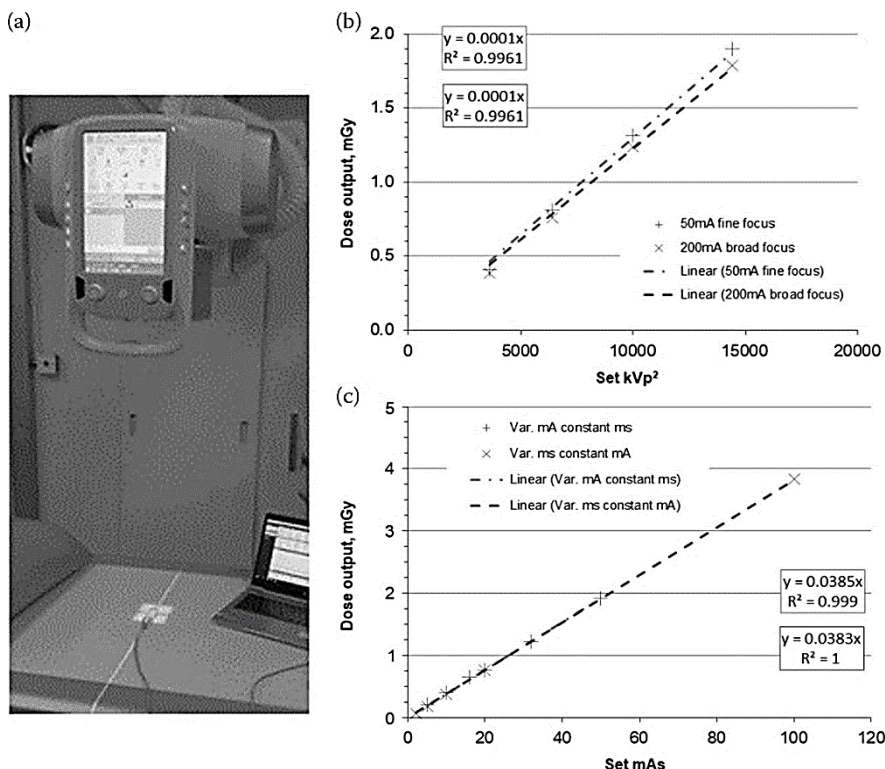
شکل ۴-۸. گزیده‌ای از آزمایش QC که داده‌های CT را تجزیه و تحلیل می‌کند. سلول‌ها به طور خودکار با هشدار پر می‌شوند تا نشان دهند چه زمانی نتایج خارج از مقادیر مورد انتظار قرار می‌گیرند. سلول‌های آبی تنظیمات متغیر سیستم را نشان می‌دهند. سلول‌های سبز و قرمز به ترتیب مقادیر پایه و اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهند. سلول‌های زرد نتایج کلیدی محاسبه شده به صورت خودکار را نشان می‌دهند.

ممکن است دسترسی به تجهیزات رادیولوژی برای انجام اندازه‌گیری‌های QC مشکل باشد، به‌ویژه اگر تجهیزات در بخش‌های اورژانس یا مناطقی از بیمارستان قرار داشته باشند که تجهیزات دائماً در آن استفاده می‌شوند. دانشمندان بالینی و تکنسین‌ها باید بتوانند الزامات قانونی و مزایای ایمنی بیمار و کارکنان را به وضوح بیان کنند.

دانشمندی که اندازه‌گیری عملکرد را انجام می‌دهند باید به طور کامل محدودیت‌های تجهیزات آزمایشی خود را درک کنند. آزمایش‌ها عمدتاً بر اساس گزارش (IPeM 2005b) (IPeM 91) است که سطوح اصلاحی و تعلیق را مشخص می‌کند. اگر از سطح اصلاحی فراتر برویم، اقداماتی مورد نیاز خواهد بود، اما می‌توان در این مدت از تجهیزات استفاده کرد. اگر سطح تعلیق نقض شود، سیستم یا جزء فرعی آسیب‌دیده نباید از نظر بالینی تا زمانی که مشکل حل نشده است استفاده شود. دانشمندان باید از تنظیمات بالینی و هر سیستمی برای گزارش و رسیدگی به عیوب آگاه باشند تا به کارکنان در مورد گزینه‌های موجود توصیه کنند.

مطالعه موردی: اندازه‌گیری خروجی برای یک سیستم پرتوهای ایکس مسطح

اندازه‌گیری تابش خروجی در هوا با تغییر kVp، mA، و زمان قرار گرفتن برای طیف وسیعی از پارامترهای اکسپوژر انجام می‌شود. (شکل ۴-۹) نتایج رابطه خطی با دوز را نشان می‌دهد که در محدوده تحمل مورد انتظار است.



شکل ۴-۹. تنظیم اندازه‌گیری‌های خروجی، تأییدی بر رابطه خطی بین kVp، mA.s و دوز (mGy) برای تنظیمات mA کم (تمرکز کوچک) و mA بالا (تمرکز گسترده).

هنگام ابداع یک پروتکل آزمایش، ضروری است که نحوه استفاده بالینی از تجهیزات را در نظر بگیرید. نمونه‌ای از نمودار مواجهه که توسط رادیوگرافист‌ها برای پروتکل‌های استاندارد معاینه بالینی استفاده می‌شود در شکل ۴-۱۰ نشان داده شده است. این نمودارها باید با ورودی تعدادی از مشاغل از جمله دانشمندان تهیه شوند. این نمودار بینشی از محدوده تنظیمات mA، kVp، mA.s و AEC ارائه می‌دهد.

جدول پرتوگیری کودکان						
AEC	grid	FFD, cm	ms	mA	kv	آزمون
---	---	110	10	100	60	اندام فوقانی ۶-۱۲ ماه
---	---	110	10	100	60	اندام تحتانی ۶-۱۲ ماه
جمجمه-AP						
Y	*	110	10	100	70	۶ ماه
Y	*	110	10	200	80	۱۲ ماه
Y	*	110	10	300	80	۲ سال
Y	*	110	40	300	80	۴ سال
Y	*	110	60	300	80	۷ سال
قفسه سینه - SUPINE						
---	---	120	10	200	60	۱۲ ماه
---	---	120	10	200	65	۲ سال
قفسه سینه - ERECT						
---	---	180	10	200	65	۲ سال
---	---	180	10	200	65	۴ سال
---	---	180	10	200	70	۷ سال
استخوان خاصره						
---	---	110	10	50	70	۶ ماه
---	---	110	10	50	75	۱۲ ماه
---	---	110	10	100	70	۲ سال
Y	*	110	10	200	70	۴ سال
Y	*	110	10	200	70	۷ سال
						شکم
---	---	110	10	50	70	۶ ماه
---	---	110	10	50	75	۱۲ ماه
---	---	110	10	100	70	۲ سال
Y	*	110	50	200	70	۴ سال
Y	*	110	50	200	70	۷ سال

تنظیم اکسپوژر بزرگسالان					
AEC	Grid	FFD, cm	mAs	kvp	
استخوان درشت نی/نازک نی					
---	---	110	2.5	60	AP/LAT
زانو					
---	---	110	2	60	AP
---	---	110	2.5	60	LAT
ستون فقرات گردنی					
C	---	110	4	75	AP
C	---	180	5	78	LAT
ستون فقرات کمری					
C	110	110	16	90	AP
C	110	110	40	90	LAT
لگن و استخوان خاصره					
R و L	110	110	16	85	AP
C	110	110	16	70	AP (استخوان خاصره)
---	Sim Grid	110	80	85	HBL (میز)
C	180	180	80	80	HBL (WS)
قفصه سینه					
---	Sim Grid	180	1.6	90	AP
R و L	180	180	1.6	120	PA
شکم					
R و L	110	110	12.8	90	AP
---	110	110	12.8	90	کلیه
C	110	110	16	90	مثانه
شانه					
C	---	110	5	65	AP
---	---	110	8	65	محوری
humerus					
---	---	110	4	60	AP
---	---	110	8	70	LAT
مچ دست					
---	---	110	2	60	AP
---	---	110	2.5	60	LAT

شکل ۴-۱۰. تنظیمات اکسپوژر تصویربرداری با پرتوهای ایکس مسطح در بزرگسالان و کودکان.

همچنین ممکن است قرائت‌های اضافی برای اطمینان از عدم تغییر عملکرد تجهیزات به دست آید. تنظیم اندازه‌گیری و تجهیزات مورد استفاده برای آزمون‌های QC باید به وضوح ثبت شود تا در صورت نیاز، اندازه‌گیری‌ها به راحتی توسط دیگران تکرار شود. یکی از سخت‌ترین چیزهایی که رخ می‌دهد، تنوع تجهیزات و نحوه استفاده از آن است. با این حال، نمادهای استاندارد برای اجزای مختلف وجود دارد که می‌تواند هنگام شروع کار مفید باشد (HPA 1976).

علاوه بر آزمایش‌هایی که توسط فیزیکیان پزشکی انجام می‌شود، آزمایش‌های منظم‌تری توسط کاربر نیز مورد نیاز است. به طور معمول، این کار ماهانه طبق آموزش و دستورالعمل‌های صادر شده توسط بخش فیزیک پزشکی انجام می‌شود. معمولاً فیزیک پزشکی یک صفحه گسترده برای تجزیه و تحلیل نتایج و ارائه بازخورد واضح به کاربر ارائه می‌دهد. گاهی اوقات آزمایش‌ها تغییرات واقعی در عملکرد تجهیزات یا مشکلات پروتکل آزمون را نشان می‌دهند. با حمایت دانشمندان

بالینی از کارکنان داخلی اطمینان حاصل می‌شود که مهندسان خارجی به صورت غیرضروری به سایت دعوت نمی‌شوند.

نمونه‌ای از نوع حمایتی که ممکن است مورد نیاز باشد در مطالعه موردی زیر ارائه شده است.

مطالعه موردی: اندازه‌گیری‌های خروجی نادرست فیلم ساده

یک رادیوگرافیسیت با بخش تماس می‌گیرد و می‌گوید که QC محلی نشان می‌دهد که خروجی نصف شده است. این دانشمند سوالات زیر را مطرح کرد:

- آیا اخیراً یک مهندس بازدید کرده است؟
- آیا کیفیت تصویر بالینی بدتر شده است؟

پاسخ هر دو سوال "نه" بود. سپس از رادیوگرافیسیت با دقت پرسیده شد که آیا قبلاً این آزمایش را انجام داده‌اند یا خیر. آن‌ها قبلاً آزمایش را بدون مشکل انجام داده بودند و اندازه‌گیری را قبل از تماس تکرار کرده بودند. سپس سوالات زیر مطرح شد:

- آیا بدتر شدن نتایج QC قبلی دیده شده است؟

- آیا طبق معمول از همان آشکارساز استفاده می‌شود؟ آشکارسازهای حالت جامد از پس پراکندگی حذف می‌شوند، در حالی که اتاقک‌های یونیزاسیون، که اغلب برای QC محلی استفاده نمی‌شوند، شامل پس پراکندگی هستند.
- آیا پروتکل، همان آزمون‌های قبلی است؟

سپس از رادیوگراف‌یست خواسته شد که تجهیزات را بردارد و فرد دیگری را برای انجام مستقل آزمایش QC دعوت کند. نتیجه مورد انتظار به دست آمد. بحث‌ها نشان داد که برای اولین رادیوگراف‌یست فیلتری در پرتو وجود داشت که خروجی را کاهش داده است. تجهیزات در واقع مطابق انتظار عمل می‌کردند.

این مشکل از طریق تلفن حل شد، اما اغلب برای بررسی عملکرد تجهیزات و شناسایی منبع هرگونه مغایرت، بازدید لازم است.

۴-۳-۱. QC کیفی در مقابل QC کمی

از نظر تاریخی، بسیاری از ارزیابی‌های کیفی تصاویر که به عنوان بخشی از فرایندهای QA انجام می‌شد، ذهنی بودند. آن‌ها از تصاویر اشیاء آزمایشی، مانند هاتر^۱ (شکل ۴-۱۱ (الف)) برای اندازه‌گیری وضوح فضایی یا یک جسم آزمایشی با جزئیات کنتراست^۲ (شکل ۴-۱۱ (ب)) برای اندازه‌گیری اشیاء قابل مشاهده با میزان مختلف نویز در پس زمینه استفاده می‌کردند. یک ناظر تعداد اشیایی که قابل مشاهده بود را می‌شمرد و این عدد به وضوح فضایی یا کنتراست آستانه‌ای سیستم مربوط می‌شود. این آزمون‌ها سریع و ساده و ذهنی هستند (شکل ۴-۱۱ (ج)) با توجه به اینکه دید اشیا بین افراد متفاوت است.

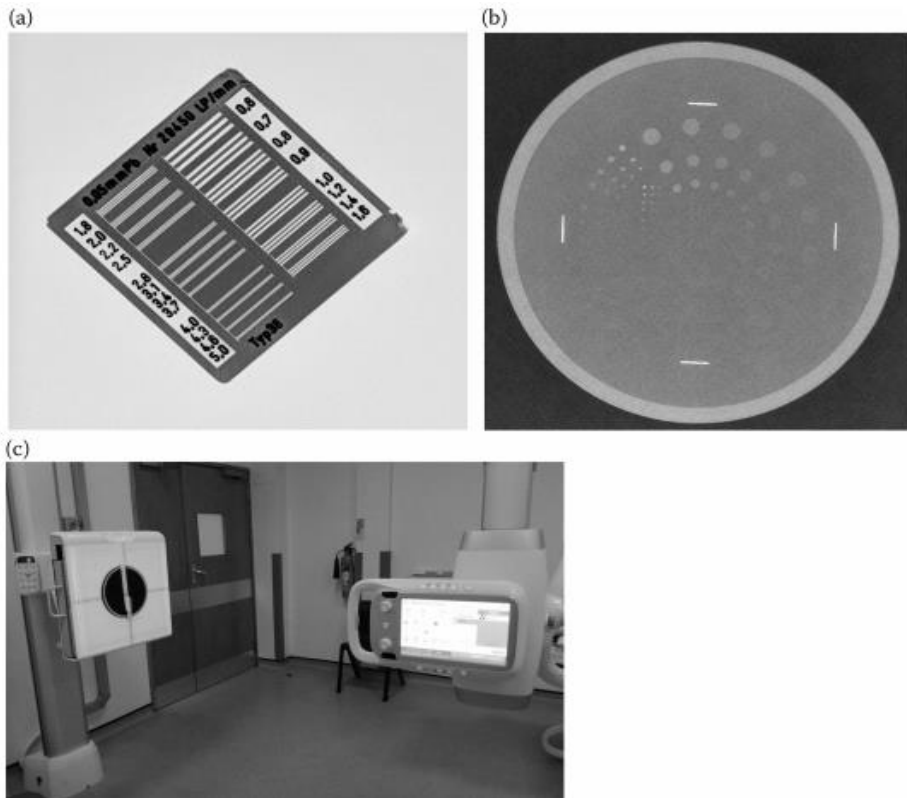
با حرکت به سمت تصویربرداری دیجیتال، تجزیه و تحلیل کمی تصویر در حال حاضر امکان پذیر است و به یک ابزار استاندارد برای ارزیابی سازگار و عینی تبدیل شده است. توسعه چنین ابزارهایی می‌تواند زمان بر و پیچیده باشد، اما طیف وسیعی از نرم‌افزارهای آزاد و تجاری در دسترس برای تجزیه و تحلیل تصویر در دسترس هستند، مانند ImageJ، پردازش تصویر مبتنی بر جاوا، و IQWorks. برای ImageJ، دو ماژول مفید "DRIQ" و "SPICE-CT" و برای تجزیه و تحلیل کمی تصویر استفاده می‌شود. بحث دقیق در مورد نرم‌افزارهای پردازش

1. Huttner

2. Contrast detail test object

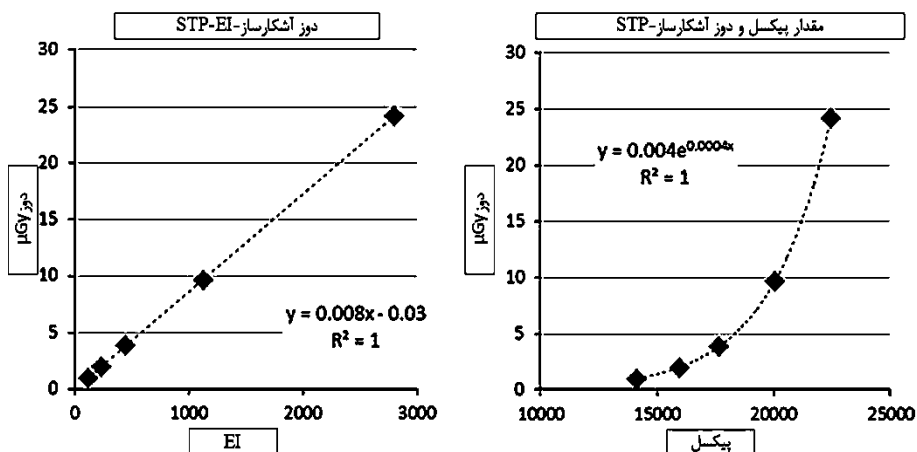
تصویر خارج از حوصله این متن است، اما توصیه می‌شود که افرادی که به این زمینه علاقه دارند این پلتفرم‌ها را دانلود کرده و نحوه استفاده از آن‌ها را بررسی کنند.

تجزیه و تحلیل داده‌های ساده مانند تعیین رابطه تابع انتقال سیگنال^۱ (STP) در یک گیرنده تصویربرداری را می‌توان با استفاده از میکروسافت اکسل انجام داد. مقادیر معمول^۲ DDI می‌تواند شامل شاخص اکسپوژر^۳ (EI) یا مقدار پیکسل آشکارساز باشد، اگرچه نسخه‌های خاص دیگری نیز وجود دارد. نمونه‌ای از رابطه STP در شکل ۴-۱۲ نشان داده شده است. هنگام انجام تجزیه و تحلیل کمی، مقدار DDI باید خطی شود، همانطور که در گزارش IPEM 32 قسمت VII برای ارزیابی عملکرد آشکارساز توضیح داده شده است.



شکل ۴-۱۱. (a) Huttner، (b) تصویر شیء آرمایش پرتوهای ایکس T020، (c) تنظیمات اندازه‌گیری T020.

1. Signal Transfer Property
2. Detector Dose Indicator
3. Exposure Index



شکل ۴-۱۲. رابطه بین دوز، مقدار EI و مقدار پیکسل.

مطالعه موردی: یک مورد مرموز آر تی فکت CT

گاهی اوقات تصاویر بالینی شامل آر تی فکت‌های ناخواسته‌ای هستند که هیچ ارتباطی با آناتومی بیمار ندارند. اگر یک رادیوگرافست یک آر تی فکت را روی یک تصویر ببیند، متخصص بالینی معمولاً اولین کسی است که با او تماس گرفته می‌شود.

در این مورد، یک رادیوگرافست، آر تی فکت‌های تصویری "شبه حلقه" را که برای یک سیستم CT رخ داد گزارش کرد. حلقه‌های شعاعی کامل نبودند، که این ممکن است نشان‌دهنده مشکل یک آشکارساز باشد. حلقه‌ها روی برش‌های تصویری قرار نداشتند و به سمت پایین گانتری قرار داشتند. بدین ترتیب کالیبراسیون سیستم انجام شد و پس از آن ارزیابی مجدد با استفاده از یک فانتوم انجام شد (شکل ۴-۱۳) آر تی فکت‌ها حذف شده بودند. تصاویر بیشتری با فانتوم‌ها متفاوت از نظر چگالی گرفته شد، اما هیچ آر تی فکتی مشاهده نشد، بنابراین اسکنر به استفاده بالینی بازگشت.



شکل ۴-۱۳. Catphan® برای ارزیابی کیفیت تصویر CT استفاده می‌شود.

اما پس از مدتی آرتیفکت‌ها باز گشتند و این بار حتی پس از کالیبراسیون باقی ماندند. بنابراین، دستگاه از خدمات بالینی حذف شد و مهندس سازنده برای بررسی بیشتر فراخوانده شد. علت این آرتیفکت، وجود آثار تخریبی ریز روی یک برد حلقوی متصل به یک آشکارساز در گانتري بود. این مورد اصلاح شد و دستگاه پس از آزمایش به خدمات بالینی معمول بازگشت. رفع مشکلات تجهیزات از سخت‌ترین کارهاست و معمولاً دانشمند نمی‌تواند منشأ آن را از آزمایش اولیه تشخیص دهد. بنابراین، داشتن روابط خوب با کارکنان بالینی و تولیدکنندگان برای اطمینان از ردیابی کامل خطاها مهم است.

آزمون‌های QC با ظهور فناوری‌های جدید، برنامه‌های کاربردی بالینی و داده‌های مبتنی بر شواهد به تکامل خود ادامه می‌دهد. این احتمال وجود دارد که در سال‌های آینده، با افزایش قابلیت اطمینان سیستم‌ها، تأکید از QC سنتی به سمت تجزیه و تحلیل خودکار تصویر با تمرکز بیشتر بر بهینه‌سازی حرکت کند. دانشمندان نقش مهمی در تعیین جهت‌گیری آینده این رشته خواهند داشت.

۴-۴. اندازه‌گیری و محاسبات دوز بیمار

تمام بیمارانی که تحت معاینات بالینی قرار می‌گیرند، در معرض سطوحی از پرتوهای یونیزان قرار دارند. بنابراین اهداف محاسبه دوز عبارتند از:

- ارائه اطلاعات خطر برای حمایت از رضایت آگاهانه شرکت کنندگان در کارآزمایی‌های تحقیقاتی
- ارزیابی دوز در صورت درخواست بیمار: به عنوان مثال اگر معاینه به اشتباه انجام شده باشد و برای مشاوره در مورد اینکه آیا این حادثه قابل گزارش به یک نهاد قانونگذاری است یا خیر.
- تعیین دوز جنین در صورت مواجهه ناخواسته در دوران بارداری.
- ارزیابی دوز بیمار برای استانداردسازی یا مقایسه تکنیک‌های مختلف با استفاده از روش‌های جایگزین

دوز بیمار را نمی‌توان مستقیماً اندازه‌گیری کرد و در حال حاضر بر اساس مقادیر قابل اندازه‌گیری شناخته شده، مدل‌های انسانی (فیزیکی یا ریاضیاتی)، و برهمکنش پرتوهای یونیزان و مدل‌های بیولوژیکی تخمین زده می‌شود. عدم قطعیت‌های قابل توجهی در ارتباط با محاسبه دوز بیمار وجود دارد. یک مفهوم کلیدی این است که تخمین دوز بیمار برای تجزیه و تحلیل به صورت فردی در نظر گرفته نشده است.

تخمین‌ها در سطح جمعیت برای بررسی اثرات تصادفی تصویربرداری پزشکی با هدف کاهش بروز سرطان در کل جمعیت استفاده می‌شود.

برای دانشمندان بالینی، سؤالات رایج مربوط به دوز بیمار می‌تواند شامل "دوز بیمار چقدر بوده و آیا این مقدار قرار گرفتن در معرض تابش پرتو مهم است؟" یا "دوز بیمار برای این تکنیک پیشنهادی جدید چقدر است؟" محاسبه دوز بیمار بخشی جدایی ناپذیر از نقش دانشمندان بالینی است که با پرتوهای یونیزان کار می‌کنند. برخی از این محاسبات در حال تبدیل شدن به کارهای روزمره هستند. بسیاری از کارها مستلزم ارتباط خوب با همکاران بالینی و سایر مشاغل مانند رادیوگرافист است. روش‌های مختلفی برای تخمین دوز بیمار وجود دارد که هر کدام مزایا و معایبی دارند.

۴-۴-۱. مبانی دوز بیمار

اگر بپذیریم که پرتوها می‌تواند به بدن آسیب برساند، باید روش‌هایی را برای تعیین کمی احتمال آسیب ایجاد کنیم. این کار به پزشکان و بیماران اطلاعاتی در مورد خطرات مرتبط با آزمایش‌های تصویربرداری مختلف ارائه می‌کند تا تصمیم بگیرند که آیا قرار گرفتن در معرض این خطر از نظر بالینی موجه است یا خیر. IR(ME)R شرایطی را بیان می‌کند که در آن یک فیزیکدان پزشکی باید برای ارائه این محاسبات در دسترس باشد.

هر دانشمند بالینی متخصص در تصویربرداری باید به ویژگی‌های کمی‌سازی دوز و مشکلات نحوه گزارش دوز پرتوها آگاه باشد. معیار اصلی دوزی که در مقالات علمی با آن مواجه خواهید شد "دوز مؤثر" است که نشان‌دهنده سطح خطر تصادفی مرتبط با قرار گرفتن در معرض پرتو و "دوز جذبی یک اندام" است. در رادیولوژی تشخیصی این اندام معمولاً پوست است. روش‌های اندازه‌گیری و محاسبه مقادیر دوز اکنون مورد بحث قرار می‌گیرد.

۴-۴-۲. اثرات قطعی

اثرات قطعی، همانطور که در فصل ۷ توضیح داده شد، شامل مرگ تعداد زیادی سلول است. اثرات قطعی فقط بالاتر از یک آستانه خاص رخ می‌دهد و سپس شدت آن با افزایش دوز افزایش می‌یابد. برای فهم اینکه آیا یک اثر قطعی محتمل است یا خیر، رادیولوژیست باید یک نشانگر دوز داشته باشد که بتواند آن را با سطح خطر قطعی مرتبط کند.

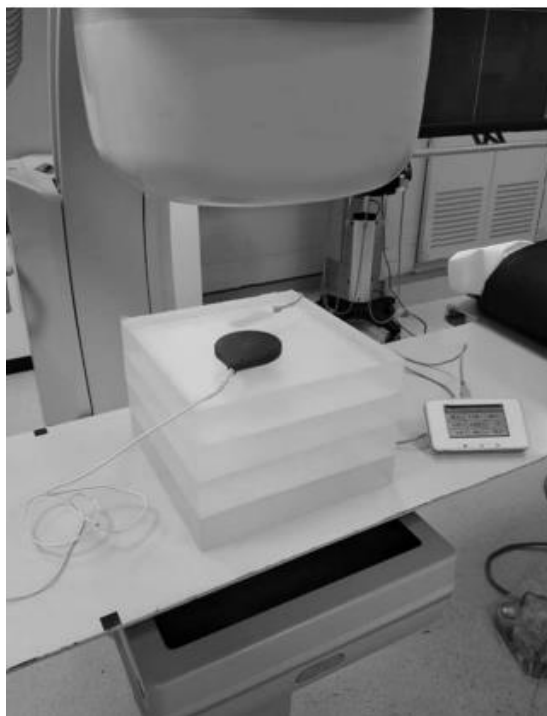
اندازه‌گیری میدان پرتو ایکس به‌دست‌آمده در هوا، اندازه‌گیری بار القا شده در یک اتاقک یونش یا آشکارساز حالت جامد برای نمایش یک مقدار دوز به نام کرمای هوا کالیبره شده‌اند. KERMA مخفف انرژی جنبشی آزاد شده در واحد جرم هوا است و دارای واحدهای J.kg^{-1} یا Gy است.

با اندازه‌گیری کرمای هوا، تخمین دوز جذبی توسط هوا با استفاده از یک فاکتور کالیبراسیون امکان پذیر می‌شود. با آگاهی از قدرت توقف نسبی، دوز جذبی در هوا را می‌توان به دوز جذبی برای مواد دیگر تبدیل کرد. به این ترتیب، دوز جذبی بافت را می‌توان محاسبه کرد و واحد آن Gy است. ($\text{J.kg}^{-1} = \text{Gy}$).

دوز جذبی یک اندام نشان‌دهنده میزان انرژی ذخیره شده در آن اندام است که برای نشان

دادن شدت بالقوه اثرات قطعی بسیار مفید است. اگر هدف اندازه‌گیری دوز پوست است، به عنوان مثال، در فلوروسکوپی، اتاقک / آشکارساز باید بر روی ماده‌ای قرار گیرد که باعث ایجاد پراکندگی برگشتی می‌شود (شکل ۴-۱۴). با این حال، اگر خروجی استاندارد را همانطور که در بخش‌های اندازه‌گیری عملکرد توضیح داده شده است اندازه‌گیری می‌کنید، معمول‌تر است که این اندازه‌گیری را بدون پراکندگی برگشتی انجام دهید. این مقدار را می‌توان با اندازه‌گیری در هوا یا با استفاده از یک اتاقک حالت جامد با روکش سرب به دست آورد.

روش دیگر برای اندازه‌گیری دوز پوست استفاده از ماده معادل بافت است. دوزیمترهای ترمولومینسانس (TLD) که برای دوزیمتری شخصی توسط کارکنان استفاده می‌شود. اگرچه اندازه‌گیری مستقیم دوز پوست با TLD برای هر بیمار عملی نیست، اما گاهی اوقات برای اندازه‌گیری دوز بیمار همانطور که در گزارش 53 IPSM در مورد تکنیک‌های دوزیمتری بیمار در رادیولوژی تشخیصی (۱۹۸۸ IPSM) توضیح داده شده است، استفاده می‌شود.



شکل ۴-۱۴. ستاپ اندازه‌گیری دوز پوست. آشکارساز در زیر میز و تیوب پرتو ایکس بالای میز قرار دارد.

تجهیزات مورد استفاده برای فلوروسکوپی و پرتوهای ایکس مسطح اغلب مجهز به اتاقک‌های یونش یا دستگاه‌هایی هستند که مقداری به نام محصول ناحیه دوز^۱ (DAP) را بر حسب واحد Gy.cm^2 اندازه‌گیری می‌کنند که گاهی اوقات به عنوان محصول هوای KERMA بیان می‌شود. از این دستگاه‌ها برای تخمین کرمای هوا ضربدر مساحت پرتو استفاده می‌شود که معادل انرژی داده شده به بیمار است، اما نه لزوماً جایی که این انرژی منتقل شده است. بسیاری از سیستم‌های فلوروسکوپی نیز دوز را در یک نقطه مرجع خاص اندازه‌گیری می‌کنند و برخی نقشه‌های دوز را روی پوست بیمار ارائه می‌کنند.

انواع مختلف دوز و روش‌های اندازه‌گیری آن می‌تواند منجر به سردرگمی شود بنابراین در جدول ۴-۴ خلاصه شده است. اگر بیمار دوز بالایی را دریافت کند، می‌تواند منجر به قرمزی پوست (اریتما) شود. در موارد شدید، تابش می‌تواند منجر به زخم شود که نیاز به پیوند پوست دارد. بعید است که اریتما برای دوزهای کمتر از ۲ گری رخ دهد، اگرچه آستانه واقعی بسته به فرد متفاوت است و شدت آن با دوز افزایش می‌یابد که توسط کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی (ICRP 2012) توضیح داده شده است. از آنجایی که این سطوح از دوز با فلوروسکوپی امکان پذیر است، بیماران باید از عوارض جانبی احتمالی آگاه باشند و رضایت آگاهانه را ارائه دهند. دوزها را می‌توان به صورت گذشته نگر از درک تنظیمات تجهیزات دوزهای تحویل داده شده، دوز مرجع یا ترکیبی از هر دو تخمین زد. همچنین برخی از سیستم‌ها وجود دارند که نقشه‌های دوز پوست را نشان می‌دهند که موقعیت پرتو را در رابطه با بدن در طول عمل نشان می‌دهند.

ممکن است از MPE ها خواسته شود در مورد دوزهای آستانه‌ای که در آن اریتمای پوستی باید پیگیری شود، توصیه‌هایی ارائه کنند. MPE باید آستانه مناسب برای یک موقعیت معین را مورد بحث قرار دهد و آن را به واحدهای دوز ارائه شده برای اپراتور ترجمه کند. برای درک تفاوت در آستانه‌ها، به جدول ۴-۵ مراجعه کنید - مقادیر دوز و واحدهایی که معمولاً در روش‌های فلوروسکوپی و آنژیوگرافی استفاده می‌شود.

جالب است بدانید که آستانه دوز جذبی برای اریتمای پوستی از مرتبه ۲ تا ۳ گری است، در حالی که دوز موثر برای آنژیوگرافی در حد ۱۰ میلی‌سیورت است. دلیل تفاوت این دو مقدار به

این دلیل نیست که بیمار در یک موقعیت نسبت به موقعیت دیگر در معرض دوز بالاتری از تابش قرار گرفته است، بلکه به دلیل تفاوت در نحوه محاسبه دوز جذبی و دوز موثر است.

جدول ۴-۴. اندازه‌گیری‌های معمولاً مورد استفاده برای دوز برای روش‌های مختلف پرتوهای ایکس

مدالیت‌ه	تعداد	واحدهای نمونه
تصویربرداری ساده	دوز ورودی سطح	mGy
	محصول ناحیه کرما (KAP) یا محصول ناحیه دوز (DAP)	mGy.cm ²
فلوروسکوپی	محصول ناحیه کرما (KAP) یا محصول ناحیه دوز (DAP)	mGy.cm ²
	دوز مرجع	mGy
	زمان تابش فلوروسکوپی	برحسب دقیقه
CT	توموگرافی کامپیوتری شاخص دوز (CTDI) هوا	mGy
	CTDI _{vol} ^۱	mGy
	محصول طول دوز (DLP)	mGy.cm
دندانی	کرمای هوای ورودی بیمار (K _{a,e})	mGy
	محصول ناحیه کرما (KAP) یا محصول ناحیه دوز (DAP)	mGy.cm ²
ماموگرافی	میانگین دوز غده‌ای (MGD)	mGy

^۱Kalendar (2001)

حوزه دیگری که در آن دوز جذبی ممکن است مستقیماً برای تخمین دوز بیمار استفاده شود، ارزیابی دوز جنین است. این محاسبه ممکن است به صورت آینده نگر درخواست شود، به عنوان مثال، اگر یک پزشک به اطلاعاتی برای توجیه روش معاینه نیاز داشته باشد، یا به صورت گذشته نگر، اگر بیمار تحت اسکن قار بگیرد و بعداً متوجه شود که باردار بوده است، ممکن است رخ دهد. در محاسبات اولیه بارداری، استفاده از دوز جذبی در رحم به عنوان جانشین دوز جنینی رایج است.

جدول ۴-۵. مقادیر و واحدهای مصرفی معمولاً در روش‌های فلوروسکوپی و آرتیوگرافی

پارامتر	دوز آستانه نمونه پیگیری	استدلال
حداکثر دوز پوست (PSD)	3000 mGy	نقشه دوز پوست تهیه می‌شود و نقطه‌ای که در آن دوز پوست بالاترین است، از جمله وزن پرتوهای پراکنده دوز برای تخمین PSD استفاده می‌شود.
پخش کرما در نقطه مرجع (kar)	5000 mGy	نقطه مرجع توسط تجهیزات ثابت و تعریف شده است. این اندازه‌گیری دوز، حرکت تجهیزات را در نظر نمی‌گیرد. دوز را در ناحیه بزرگ‌تری پخش می‌کنند که به آستانه پیگیری بالاتری نیاز دارد.
محصول منطقه کرما (KAP)	1500 Gy cm^2	مساحت ۱۰ سانتی‌متر در ۱۰ سانتی‌متر در معرض دید قرار می‌گیرد، که یک بعد رایج برای آزمایشگاه‌های کاتتر قلبی است. اگر مساحت کاهش یابد، حد باید کمتر شود. باز هم، این با توجه به تجهیزات ثابت است و حرکت تجهیزات را در نظر نمی‌گیرد.
زمان فلوروسکوپی	۶۰ دقیقه	این پارامتر ارتباط نزدیکی با دوز واقعی پوست ندارد و فقط باید به عنوان یک شاخص مکمل استفاده شود.

1. Stecker et al. (2009)

۴-۳. خطر آثار احتمالی^۱

در حالی که دوز جذبی می‌تواند نشانه خوبی از شدت اثرات قطعی باشد، آثار تصادفی ناشی از قرار گرفتن در معرض پرتو و افزایش خطر سرطان را نشان نمی‌دهد. دوز جذبی با استفاده از فاکتور وزنی پرتو به دوز معادل تبدیل می‌شود. مفهوم دوز مؤثر، دوز معادل را برای هر اندام، در نظر می‌گیرد و این دوز را به یک دوز مؤثر برای کل بدن تبدیل می‌کند. این واحد اجازه می‌دهد تا خطرات بین انواع مختلف اسکن مقایسه شود، برای مثال، مقایسه پرتو ایکس قفسه سینه با پرتوهای ایکس لگن. از آنجایی که نمی‌توانیم دوز جذبی در اندام یک فرد را

اندازه‌گیری کنیم، چگونه دوز موثر را تخمین بزنیم؟ ما آن را با استفاده از مدل‌های کامپیوتری مانند آنچه در بخش‌های زیر توضیح داده شده است، تخمین می‌زنیم.

۴-۴-۴. شبیه‌سازی مونت کارلو

فیزیکدانان پزشکی علاوه بر استقرار در بیمارستان‌ها در موارد زیر نیز مستقر هستند:

- شرکت‌های خصوصی
- بهداشت عمومی بریتانیا
- آزمایشگاه ملی فیزیک
- دانشگاه

این سازمان‌ها برای توسعه فانتوم‌هایی که می‌توانند با مدل‌های ریاضی ترکیب شوند، در قالب شبیه‌سازی مونت کارلو، برای تخمین دوز جذبی برای اندام‌های فردی کار کرده‌اند. فانتوم Oak Ridge نمونه‌ای از فانتوم ریاضی است که در ابتدا برای تخمین دوزهای بدن پس از قرار گرفتن در معرض تابش سلاح‌های اتمی ساخته شد، اما از آن زمان به بعد برای دوزیمتری پزشکی استفاده می‌شود. فانتوم‌ها در اندازه‌های مختلفی تولید می‌شوند تا بتوان دوزها را با دقت بیشتری مدل‌سازی کرد. اخیراً، سی‌تی اسکن جسد برای تولید فانتوم‌های واقعی آناتومیک، با فانتوم‌های مجزا برای مردان و زنان استفاده شده است. این مدل‌ها برهمکنش فوتون‌ها را در انرژی‌های تشخیصی در نظر می‌گیرند (Shrimpton et al. (2016).

فانتوم‌های مونت کارلو، مانند فانتوم Oak Ridge، دارای پروستات و سینه هستند که به آن‌ها فانتوم‌های دوجنسیتی می‌گویند. فانتوم‌ها همیشه اندازه و شکل معمولی بیماران را منعکس نمی‌کنند و همه افراد از نظر توزیع چربی و موقعیت و اندازه اندام‌هایشان متفاوت هستند. بنابراین، دوز مؤثر مبتنی بر چندین فرض است که میدانیم برای افراد بیمار دقیق نیست. از آنجایی که نمی‌توانیم دوز را به طور عملی اندازه‌گیری کنیم، باید از مشکلات احتمالی استفاده از این فانتوم‌ها برای ارزیابی دوز فردی آگاه باشیم. در حال حاضر چندین فانتوم مختلف استفاده می‌شود و بنابراین فانتوم مورد استفاده برای هر محاسباتی باید به وضوح مشخص شود تا بتوان محاسبات را تکرار کرد.

مطالعه موردی: ارزیابی سطح دوز

معاینه ستون فقرات قفسه سینه یک بیمار زن انجام شد. در حالی که معاینه مورد نظر باید برای شکم انجام می‌شد. بنابراین برای جلوگیری از وقوع مجدد حادثه مشابه، متخصص بالینی تصمیم به ارزیابی دوز گرفت.

یکی از روش‌های تخمین دوز بیمار استفاده از نرم‌افزار تجاری مونت کارلو مانند PCXMC برای تخمین دوز پرتو با استفاده از یک فانتوم مدل سازی ریاضی است. این عمل به اطلاعات هندسی در مورد معاینه، خروجی اشعه و جزئیات مربوط به سن و اندازه بیمار نیاز دارد.

جزئیات معاینه: DAP کل 140 cGy.cm^2 ، دو برآمدگی: قدامی - خلفی و جانبی، انرژی پرتوهای ایکس ۸۰ کیلوولت بر ثانیه و فاصله کانونی تا آشکارساز ۱۱۰ سانتی متری بود. این اطلاعات به نرم‌افزار PCXMC معرفی شد، که دوز مؤثر اضافی تخمینی 0.2 mSv را محاسبه کرد.

از رویکرد مشابهی برای تخمین دوز مؤثر برای معاینه شکم استفاده شد که PCXMC آن را 0.6 mSv محاسبه کرد. بنابراین، دوز کل هر دو این معاینه 0.8 mSv خواهد بود. نسبت دوز کل به دوز مورد نظر ۱.۳ است.

در پی این حادثه، بیمار برای تایید باردار بودن خود که از آن اطلاعی نداشت، با بخش تماس گرفت و نگران دوز اشعه به فرزند متولد نشده خود بود. این یک سوال معمولی است که پاسخ آن برای دانشمند بالینی دشوار باشد. در این مثال، به جای استفاده از PCXMC برای تخمین دوز معادل جنین، می‌توان از مرجع دیگری برای اطمینان دادن به بیمار از خطر نسبتاً کم جنین استفاده کرد. در RCR "محافظت از بیماران باردار در هنگام قرار گرفتن در معرض پرتوهای یونیزان پزشکی تشخیصی"، خطر ابتلا به سرطان اضافی دوران کودکی به دلیل دوز اضافی دریافت شده در طول معاینه ستون فقرات قفسه سینه کمتر از ۱ در ۱,۰۰۰,۰۰۰ خواهد بود. همچنین می‌توان از دوز رحمی PCXMC برای محاسبه جانشین دوز جنین در اوایل بارداری استفاده کرد.

با این حال، باید به خاطر داشت که محاسبه گرهای دوز و اسناد مرجع، تخمین‌ها و خطرات را بر اساس جمعیت‌های تعمیم یافته ارائه می‌دهند.

محاسبات دوز برای فلوروسکوپی شبیه ارزیابی‌های دوز رادیولوژی مسطح است، با این تفاوت که در نظر گرفتن حرکت تجهیزات نیز ضروری است.

مطالعه موردی: ارزیابی دوز CT

شبیه سازهای مونیت کارلو برای CT مانند برنامه دوزیمتری CT ImPACT وجود دارد که می توان آن را رایگان دریافت کرد. این برنامه می تواند در هنگام بررسی تأثیر عوامل مختلف مانند kV بر دوز بیمار بسیار مفید باشد. در زیر نمونه ای از ارزیابی دوز انجام شده با استفاده از محاسبه گر دوز ImPACT است. محدوده اسکن برای نشان دادن موقعیت در مدل ریاضی گنجانده شده است (شکل ۴-۱۵).

ImPACT CT Patient Dosimetry Calculator
 Version 1.0.3 24/08/2010

Scanner Model:	
Manufacturer:	Siemens
Scanner:	Siemens Definition AS
kV:	100
Scan Region:	Body
Data Set	MCSET20 Update Data Set
Current Data	MCSET20
Scan range	
Start Position	5.5 cm Get From Phantom Diagram
End Position	44 cm

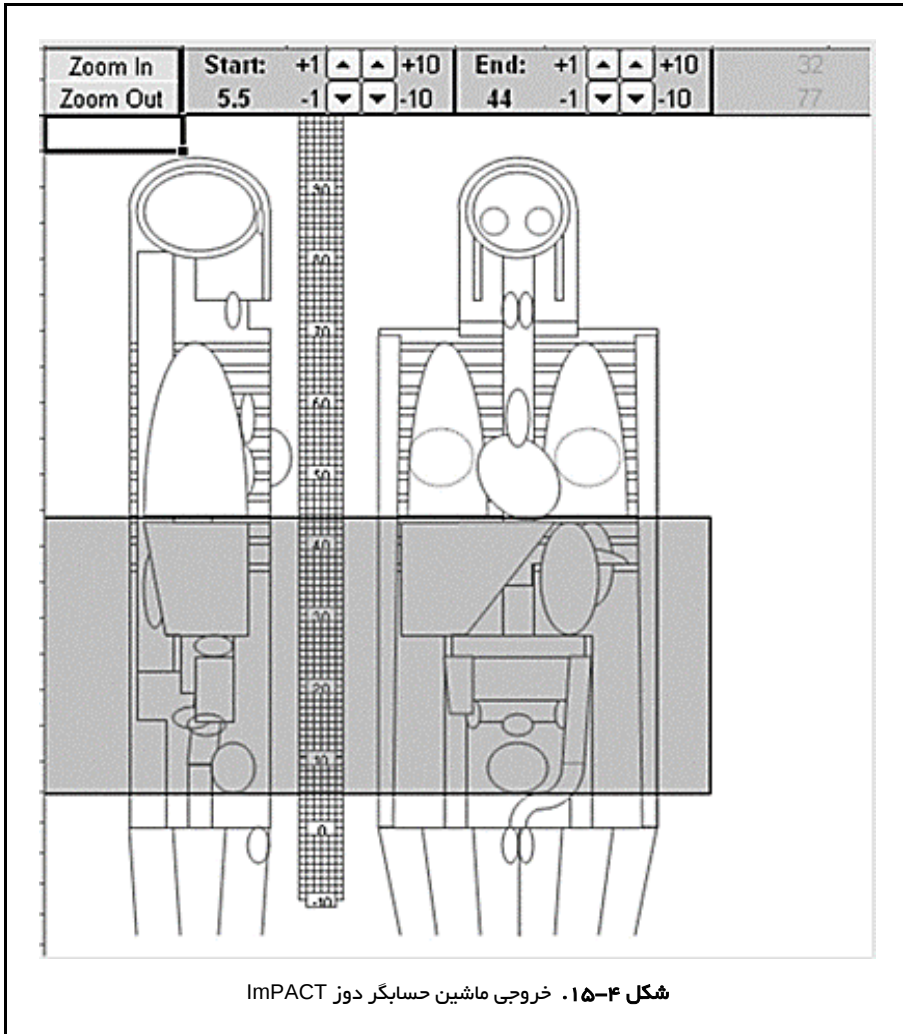
Organ weighting scheme ICRP 103

Acquisition Parameters:	
Tube current	261 mA
Rotation time	0.5 s
Spiral pitch	0.6
mAs / Rotation	130.5 mAs
Effective mAs	217.5 mAs
Collimation	2 mm
Rel. CTDI	Lookup 1.67 at selected collimation
CTDI (air)	Lookup 17.4 mGy/100mAs
CTDI (soft tissue)	18.6 mGy/100mAs
nCTDI _w	Lookup 5.4 mGy/100mAs

CTDI _w	7.1 mGy
CTDI _{vol}	11.8 mGy
DLP	455 mGy.cm

Organ	w _R	H _T (mGy)	w _R .H _T
Gonads	0.08	7.7	0.62
Bone Marrow	0.12	6.2	0.75
Colon	0.12	14	1.7
Lung	0.12	2.4	0.29
Stomach	0.12	17	2
Bladder	0.04	15	0.59
Breast	0.12	0.56	0.067
Liver	0.04	15	0.61
Oesophagus (Thymus)	0.04	0.42	0.017
Thyroid	0.04	0.05	0.002
Skin	0.01	4.6	0.046
Bone Surface	0.01	8.5	0.085
Brain	0.01	0.0017	0.000017
Salivary Glands (Brain)	0.01	0.0017	0.000017
Remainder	0.12	9.8	1.2
Not Applicable	0	0	0
Total Effective Dose (mSv)			8

Remainder Organs	H _T (mGy)
Adrenals	14
Small Intestine	16
Kidney	19
Pancreas	14
Spleen	15
Thymus	0.42
Uterus / Prostate (Bladder)	15
Muscle	6.2
Gall Bladder	17
Heart	3
ET region (Thyroid)	0.05
Lymph nodes (Muscle)	6.2
Oral mucosa (Brain)	0.0017
Other organs of interest	
Eye lenses	0.0006
Testes	0.84
Ovaries	15
Uterus	16
Prostate	15



۴-۵. ارزیابی دوز استاندارد

بیشتر ارزیابی‌های دوز که فیزیکدانان پزشکی روزانه انجام می‌دهند برای تعیین این است که آیا یک حادثه قابل گزارش است یا خیر. تحت IR(ME)R، همه حوادثی که منجر به مواجهات تصادفی و ناخواسته بالینی مهم می‌شوند باید به (2020) CQC گزارش شوند. ارزیابی استاندارد با استفاده از داده‌های منتشر شده اغلب مورد استفاده قرار می‌گیرد، بنابراین استفاده از برنامه‌های شبیه سازی مونت کارلو ضروری نیست.

شریمپتون و همکاران در سال (2016) فاکتورهای مختلفی را بر اساس شبیه‌سازی‌های مونت کارلو تولید کرده‌اند که می‌توانند در محصول طول دوز^۱ (DLP) نمایش داده شده توسط سی‌تی اسکنر برای تخمین دوز مؤثر ضرب شوند. این "عوامل k" در جدول ۴-۶ خلاصه شده است. DLP به طور مؤثر معادل حجمی DAP در تصویربرداری مسطح است. بررسی این موارد و ارتباط آن‌ها با ضریب‌های وزن‌دهی بافت که قبلاً توضیح داده شد، آموزنده است. متوجه خواهید شد که قفسه سینه به دلیل حساسیت بالا بیشترین دوز را در هر DLP دارد.

جدول ۴-۶. دوز مؤثر محاسبه شده با استفاده از فانتوم‌های مختلف و تکنیک‌های مونت کارلو از Shrimpton و همکاران. (۲۰۱۶)

HPA18+ ORNL/MIRD Hermaphrodite Phantom	ICRP AM/AF Voxel Phantom	
E103/DLP ($\mu\text{Sv/mGycm}$)	E103/DLP ($\mu\text{Sv/mGycm}$)	معاینه
2.2	2	سر (سکته حاد) ۱۶ سانتی‌متر
6	5.7	ستون فقرات گردنی (شکستگی) ۱۶ سانتی‌متر
19	27	قفسه سینه (سرطان ریه)*
18	27	وضوح بالای قفسه سینه (بیماری بینایی ریه)
19	24	CTA (آنورت شکمی/رگ‌های خونی)
18	27	CTPA (آمبولی ریه)
19	24	شکم (متاستازهای کبدی)
16	20	شکم و لگن (آپسه)
16	20	کولونوسکوپی مجازی (پولیپ/تومور)
16	20	انتروکلاز (بیماری کرون)
16	18	کلیه - حالب - مثانه (سنگ / قولنج)
16	18	اوروگرام (تومور/سنگ/کولیک)
17	21	سینه - شکم - لگن (سرطان)
8.5	9.3	تمام بدن

توجه به تفاوت بین دو فانتوم متفاوت نیز آموزنده است. تفاوت‌ها بیشتر برای قفسه سینه مشخص است. یکی از موقعیت‌هایی که این مورد باعث ایجاد مشکل می‌شود، در کاربردهای تحقیقاتی است. در تحقیقات پرتویی، فرم سیستم برنامه کاربردی تحقیقات یکپارچه (IRAS) توسط MPE و یک رادیولوژیست تکمیل شود. فیزیکدان پزشکی فرم را بررسی می‌کند و یک محاسبه دوز برای کمک به اطلاع رسانی اطلاعات ارائه شده به بیمار و کمک به رادیولوژیست و کمیته اخلاق در تصمیم‌گیری درباره ادامه تحقیقات ارائه می‌دهد. در یک کارآزمایی چند مرکزی، MPEها در هر مکان باید ارزیابی دوز را بررسی کنند و تعیین کنند که آیا می‌توانند تصاویر کافی را در این سطح دوز تولید کنند یا خیر. این فرایند برای اطمینان از رضایت آگاهانه بیماران و توجیه استفاده از پرتوهای ایکس است.

به طور معمول، MPEها از سطوح مرجع تشخیصی ملی (بخش ۴-۴-۶) منتشر شده توسط بهداشت عمومی بریتانیا (PHE 2019) استفاده می‌کنند. این مرجع دوزهای معمولی را برای بیماران با اندازه استاندارد نشان می‌دهد. به عنوان مثال، اگر یک طرح تحقیقاتی شامل سی تی قفسه سینه برای تشخیص سرطان ریه باشد، DRL ملی 610 mGy.cm است. ضریب k از شریمپتون با استفاده از فانتوم وکسل ICRP AM/AF، 27 $\mu\text{Sv/mGy.cm}$ است، در حالی که همان فاکتور با استفاده از فانتوم هرمافرودیت HPA18+ ORNL/MIRD، 19 $\mu\text{Sv/mGy.cm}$ است. با استفاده از یک فانتوم، دوز 16 mSv و فانتوم دیگر 12 mSv خواهد بود. بیمار همان دوز را دریافت کرده است. هیچ روش اشتباهی وجود ندارد، فقط روش‌های متفاوتی برای تخمین وجود دارد. این امر بر سطح عدم قطعیت موجود در محاسبات دوز بیمار تأکید می‌کند. ضروری است که فیزیکدانان پزشکی ماهیت مفهومی دوز موثر و خطاهای احتمالی مرتبط با تخمین آن را درک کنند.

۴-۴-۶. سطوح مرجع تشخیصی^۱ (DRL)

یکی از اصول ایمنی در برابر پرتوها این است که قرار گرفتن در معرض تابش باید بهینه شود (فصل ۷). بنابراین دوز دریافتی بیمار در رادیولوژی تشخیصی باید تا حد امکان پایین نگه داشته شود (ALARP). برای راهنما، معیارهای ملی در قالب سطوح مرجع تشخیصی (DRL) ایجاد شده است. در ابتدا باید بیان کنیم که یک DRL برای استفاده به صورت جداگانه در نظر گرفته نشده است، که در ابتدا ممکن است غیر منطقی به نظر برسد - اگر DRLها برای

استفاده در بیماران خاص در نظر گرفته نشده باشند، چگونه می‌توانید عملاً تعیین کنید که دوز بیمار یک فرد ALARP است؟ پاسخ به این سوال تا حدی مفهوم چرایی وجود DRLها و چگونگی تعیین این مقادیر است.

۴-۴-۶-۱. چرا DRL؟

مفهوم DRL برای ارزیابی روش‌ها یا معاینات بالینی مختلف، تحت شرایط خاص برای یک گروه یا جمعیت بیمار، برای آزمایش اینکه آیا قرار گرفتن در معرض پرتوهای یونیزان طبق اصل^۱ ALARP است یا خیر، استفاده می‌شود. در هر جمعیت بیمار، تغییراتی در اندازه، شکل بدنی، ساختار تشریحی و عملکرد فیزیولوژیکی بیمار وجود خواهد داشت. بهینه‌سازی به این معنی است که دوز بهینه باید برای هر بیمار استفاده شود. بنابراین، برخی از بیماران وجود دارند که از DRL فراتر می‌روند، حتی در مواردی که اکسپوژر کاملاً بهینه شده است.

برای سازمان‌های بریتانیا، یک الزام قانونی تحت IR(ME)R17 برای تولید و استفاده از مقادیر DRL و مستندسازی این فرایند در رویه‌های هر کارفرما وجود دارد. همچنین اظهارات دیگری در این قانون (مقررات ۶ و ۱۳) وجود دارد که در آن یک سازمان بنا به درخواست وزارت بهداشت ملزم به ارائه دوزهایی است که امکان برآورد دوز جمعیت را فراهم می‌کند.

گزارش بین‌المللی (ICRP 2017) ICRP 135 و راهنمایی ملی در قالب گزارش (IPEM 2004) IPEM 88 در مورد ایجاد و استفاده از DRLها وجود دارد. شایان ذکر است که اگر DRLهای ملی برای معاینات وجود نداشته باشند، اعمال DRL منطقه‌ای قابل قبول است. علاوه بر این، اگرچه تعریف "تشخیصی" را بیان می‌کند، یک DRL را می‌توان برای روش‌های مداخله‌ای و به عنوان بخشی از سیستم‌های تصویربرداری ترکیبی اعمال کرد. که شامل روش‌های هدایت تصویری برای آنژیوگرافی، روش‌های قلبی عروقی، پرتودرمانی، PET-CT و SPECT-CT است.

۴-۴-۶-۲. DRLها چگونه تعیین می‌شوند؟

در حال حاضر بحث‌هایی در مورد چگونگی تولید DRLها وجود دارد. راهنمای ملی در مورد این موضوع بیان می‌کند که میانگین دوز بیمار با اندازه متوسط (وزن ۵۰ تا ۹۰ کیلوگرم) باید

1. as low as reasonably practicable

استفاده شود. در گذشته، داده‌های گذشته نگر توسط رادیوگرافیست‌ها جمع‌آوری می‌شد. این کار زمان‌بر بود و حجم نمونه نیز نا کافی بود. با ظهور سیستم‌های مدیریت دوز مانند OpenREM (نرم‌افزار رایگان) و سایر نرم‌افزارهای اختصاصی، می‌توان مقادیر زیادی از اطلاعات دوز بیمار را جمع‌آوری کرد. با این حال، داده‌ها معمولاً شامل اطلاعاتی در مورد وزن بیمار نیستند. بنابراین، اگرچه راهنمای ملی هنوز به نتیجه نرسیده است، برخی از دانشمندان به سمت استفاده از داده‌های انتخابی غیر وزنی رفته‌اند، همانطور که ICRP (2017) توصیه می‌کند. داده‌های دوز بیمار معمولاً به دلیل بزرگ‌تر شدن بیماران و استفاده از روش‌های پیچیده‌تر، از توزیع لگاریتم-نرمال، همراه با انتهای بلند برای مقادیر دوزیمتری بالاتر پیروی می‌کنند. بنابراین، اگر از میانگین حسابی استفاده شود، مقدار DRL به سمت تعداد کمی از دوزهای بالاتر منحرف می‌شود. میانه نسبت به نقاط پرت در انتهای توزیع قوی‌تر است.

باید فرایندی برای ایجاد DRL‌ها وجود داشته باشد که به وضوح بیان می‌کند که این فرایند چگونه انجام می‌شود. فرایند DRL همچنین باید نشان دهد که چگونه نمونه‌های دوز بیمار با مقادیر DRL برای معاینات خاص (مثلاً هر ۳ سال یکبار) مقایسه می‌شوند. در جایی که مقدار DRL محلی از مقدار DRL خاص (محلی، منطقه‌ای یا ملی) فراتر رود، می‌توان در نظر گرفت که معاینات یا روش‌های بیمار به طور مداوم بیشتر از حد انتظار است و بنابراین ممکن است طبق اصل ALARP نباشد.

۴-۴-۶-۳. ملاحظات عملی

توصیه می‌شود که حداقل از ۲۰ داده دوز بیمار برای محاسبه میانه و مقایسه با مقدار DRL استفاده شود. در مواردی که این امر قابل دستیابی نیست، یا داده‌ها در دسترس نیستند، می‌توان نشان داد که معاینه یا روش معمول برای آن مرکز نیست و تولید یک مقدار DRL محلی را تضمین نمی‌کند. در صورت امکان، جمع‌آوری خودکار داده‌های دوزیمتری ترجیح داده می‌شود. با این حال، مزایا و معایب روش‌های مختلف در جدول ۴-۷ خلاصه شده است.

جدول ۴-۷. مزایا و معایب روش‌های مختلف جمع‌آوری داده‌ها برای ایجاد DRL

مزایا	معایب
جمع‌آوری خودکار داده‌ها با استفاده از سیستم مدیریت دوز (DMS)	به زیرساخت فناوری اطلاعات برای راه‌اندازی و تخصص و پشتیبانی محلی نیاز دارد
بدون خطای رونویسی انسانی	برای راه‌اندازی سیستم‌ها به ورودی‌های فروشندگان نیاز دارد، که ممکن است هزینه اضافی داشته باشد.
قادر به ادغام مجموعه داده‌های بزرگ	پروتکل معاینه نشان داده شده در سیستم ممکن است به معاینه بالینی واقعی مرتبط نباشد.
قادر به تعریف دوره جمع‌آوری	ممکن است چندین پروتکل معاینه متفاوت برای یک معاینه بالینی وجود داشته باشد و سیستم ممکن است نتواند بین آن‌ها تمایز قائل شود.
قادر به جمع‌آوری سایر اطلاعات دوزیمتری است که می‌تواند علاوه بر تجزیه و تحلیل بیشتر مقادیر میانه کمیت DRL استفاده شود.	محدود به روش‌های خاصی مانند رادیوگرافی دیجیتال مستقیم ^۱ (DDR)، سی‌تی، سیستم‌های فلوروسکوپی درجا و CR و آشکارسازهای قابل حمل DDR به روز شده را حذف می‌کند.
اجازه می‌دهد تا ممیزی دوز بیمار به طور منظم تکمیل شود	
برای جمع‌آوری دستی داده‌ها به زمان کارکنان بالینی محلی (رادیوگراف‌یست‌ها، دستیاران بخش رادیولوژی) نیاز ندارد.	
سازگاری جهانی با RDSR از تصاویر DICOM.	
می‌تواند در بسته‌های نرم‌افزاری دیگر ادغام شود که به طور خودکار داده‌ها را تجزیه و تحلیل و ترکیب می‌کند و تجزیه و تحلیل داده‌های کمیت DRL را خودکارتر می‌کند.	

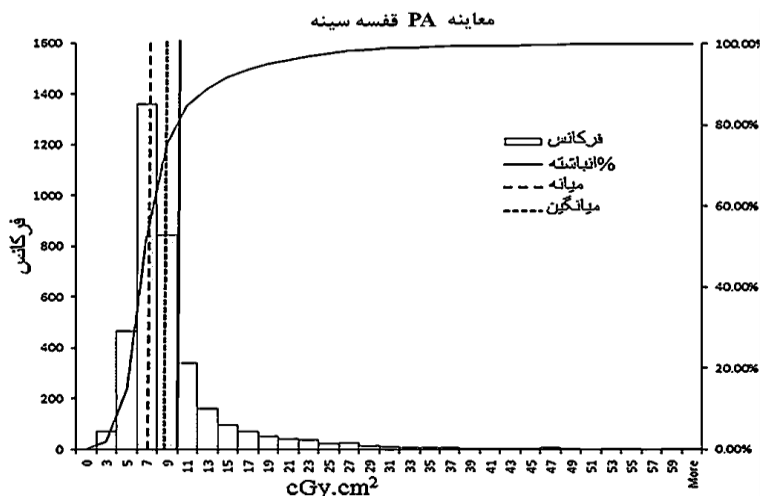
مزایا	معایب
استخراج داده‌ها از سیستم اطلاعات رادیولوژی امکان صادرات از سیستم کامپیوتری به فرمت الکترونیکی که امکان تجزیه و تحلیل آسان‌تر را فراهم می‌کند	اتکا به ورودی کاربر می‌تواند منجر به اضافه شدن داده‌های نادرست شود.
قادر به ادغام مجموعه داده‌های بزرگ	استفاده از دوز انباشته به جای دوزهای مواجهه منفرد.
قادر به تعریف دوره جمع‌آوری	نیاز به پشتیبانی و دسترسی به پایگاه داده دارد
اجازه می‌دهد تا ممیزی دوز بیمار به طور منظم تکمیل شود	تجزیه و تحلیل داده‌ها کمتر خودکار است و به پردازش بیشتر کمیت DRL نیاز دارد.
بخشی از سیستم مدیریت بیمار، شانس کمتر از دست دادن داده‌ها	
مجموعه دستی روش‌شناسی با فناوری پایین برای جمع‌آوری داده‌ها به سیستم‌های رایانه‌ای متکی نیست. برای هر شخصی که داده‌ها را جمع‌آوری می‌کند در دسترس است، می‌تواند از یک برگه جمع‌آوری داده مرکزی به سادگی یک رکورد کاغذی استفاده کند.	اتکا به ورودی کاربر می‌تواند منجر به ثبت داده‌های نادرست شود.
هیچ هزینه قابل توجهی در زمینه فناوری یا نرم‌افزار وجود ندارد و این راه حلی قوی و ارزان است	وجود خطاهای رونوشت در تبدیل متریک دوز صحیح
قادر به ثبت اطلاعات برای تمام معاینات و روش‌های بیمار	دوز تجمعی به جای رویدادهای مواجهه فردی
	محدود به جمع‌آوری داده‌های آینده نگر و نه گذشته‌نگر
	امکان از دست دادن اطلاعات دوز بیمار
	ممکن است اطلاعات گم شده یا ناقص مثل وزن یا سن بیمار داشته باشد

مطالعه موردی: DRLهای پرتوهای ایکس قفسه سینه

داده‌ها برای تصویربرداری قفسه سینه فیلم ساده بزرگسالان جمع آوری شده است. هیستوگرام داده‌ها در شکل ۴-۱۶ نشان داده شده است. توزیع لاگ-نرمال معمولی را می‌توان با یک انتهای بلند برای مقادیر دوزیمتری بالاتر مشاهده کرد. این مجموعه داده بزرگی است که از یک سیستم مدیریت دوز گرفته شده است. میانه 7 cGy.cm^2 بسیار کمتر از DRL ملی فعلی برای این آزمون است.

مقایسه توزیع داده‌های کمیت DRL با توزیع لاگ-نرمال می‌تواند برای ارزیابی نزدیکی این مجموعه داده‌ها به مقادیر مورد انتظار مفید باشد. هنگامی که هرگونه تفاوتی رخ می‌دهد، ممکن است به بررسی بیشتر در مورد علل احتمالی نیاز باشد. DRL محاسبه‌شده بالاتر یا پایین‌تر و توزیع‌های غیر معمولی مانند توزیع‌های دووجهی با دو قله ممکن است به دلایل زیر رخ دهد:

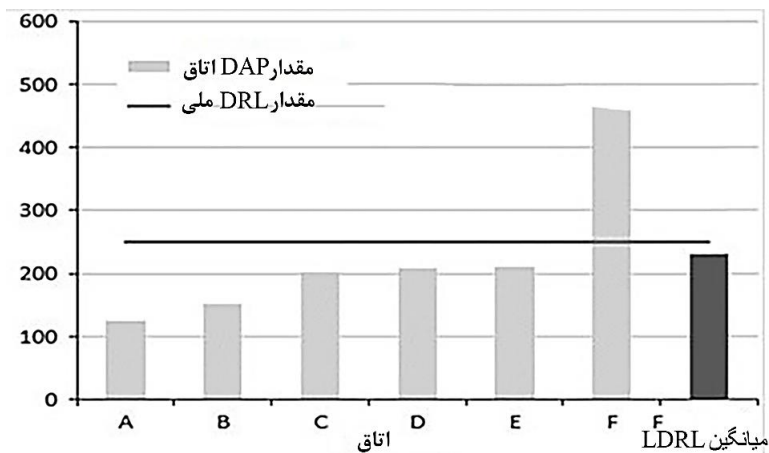
- گنجاندن تعداد مختلف رویدادهای پرتویی
- واحدهای مقدار دوزیمتری ناسازگار، یعنی $\mu\text{Gy.cm}^2$ و cGy.cm^2
- گنجاندن آزمون‌های مختلف
- وزن زیاد بیمار خارج از محدوده مشخص شده باشد
- تکنیک اکسپوژر متغیر برای همان معاینه
- گنجاندن سنین مختلف بیمار، به عنوان مثال، معاینه اطفال برای بزرگسالان
- دستگاه اندازه‌گیری دوزیمتری خارج از تلورانس کاری یا معیوب باشد



شکل ۴-۱۶. هیستوگرام دوزهای قفسه سینه PA بزرگسالان.

مطالعه موردی: DRLS قدامی - خلفی شکم

گاهی اوقات ارائه مقادیر DRL یک بازرسی برای اتاق‌ها یا مناطق مختلف برای مقایسه با مقادیر DRL کشوری یا منطقه‌ای نشان داده شده مفید است. برای مثال تعدادی از اتاق‌هایی که پرتوهای ایکس شکمی AP را انجام می‌دهند، برای مقایسه با مقدار LDRL (متوسط) و NDRL (از HPA-CRCE-034، ۲۰۱۰، مروری) در شکل ۴-۱۷ قابل مشاهده است. اکثر مقادیر اتاق DAP به استثنای اتاق F (شکل ۴-۱۷) زیر NDRL قرار می‌گیرند.



شکل ۴-۱۷. توزیع دوز برای چندین اتاق که معاینات پرتوهای ایکس شکم را انجام می‌دهند، برای مقایسه با مقدار LDRL (میانگین) و NDRL (از بررسی HPA-CRCE-034، مروری، ۲۰۱۰). اکثر مقادیر اتاق DAP به استثنای اتاق F، زیر NDRL قرار می‌گیرند.

مقایسه با DRL می‌تواند برای برجسته کردن اتاق‌هایی با سطوح دوز بالا یا پایین استفاده شود. در این مثال، شش مقدار DRL اتاق مختلف وجود دارد که برای ایجاد یک مقدار DRL محلی ترکیب شده‌اند. بدیهی است وقتی داده‌ها به این صورت مشاهده می‌شوند، اتاق F نیاز به بهینه‌سازی دارد. همچنین باید از پزشکان بازخورد دریافت کرد تا بررسی شود که آیا کیفیت تصاویر در برخی از اتاق‌های با دوز پایین‌تر مناسب است یا خیر.

هنگامی که مقادیر DRL محلی ایجاد شد، این مقادیر باید سپس به بخش‌های بالینی مربوطه که معاینات یا روش‌های مربوط به آن برای مرجع انجام می‌شوند، منتشر شوند. ممکن است

لازم باشد داده‌ها در صورت درخواست و همچنین در طول هرگونه ممیزی قانونی داخلی در اختیار مقامات بازرسی قرار گیرد. این موارد را می‌توان به صورت کپی فیزیکی (با نمایش واضح تاریخ صدور و بررسی) و همچنین در قالب الکترونیکی نمایش داد. به کارکنان باید یادآوری شود که DRLها برای استفاده در بیماران خاص در نظر گرفته نشده‌اند. برای تأسیسات و سیستم‌های جدید، استفاده از یک مقدار DRL محلی یا دیگر (مشخص) می‌تواند برای ارزیابی مناسب بودن پروتکل‌ها یا اقدامات بالینی سفارشی مفید باشد. توصیه می‌شود که داده‌های دوز بیمار به‌طور روتین جمع‌آوری و تجزیه و تحلیل شوند، زمانی که سیستم به مدت کافی برای ارائه یک نمونه معرف در استفاده بالینی قرار گرفت. پس از آن، این تجهیزات در چرخه بررسی فرایند DRL گنجانده می‌شود.

این روش محاسبه دوز و بررسی برای استخراج DRLهای ملی و محلی منجر به افت زیادی در دوز در همه روش‌ها شده است. با این حال، همچنین شناخته شده است که دوزهای پایین‌تر می‌تواند منجر به کاهش کیفیت تصویر شود. ارزیابی ذهنی (خصوصی، منحصر به فرد) چیزی که کیفیت تصویر «کافی» را تشکیل می‌دهد، مطابق با هدف بالینی مورد نظر، یکی از بزرگترین چالش‌های پیش روی دانشمندان در این زمینه است. بیماران در شکل‌ها و اندازه‌ها (سایزها)، با سطوح مختلف چربی و حتی پروتورها هستند که همگی بر دوز و کیفیت تصویر تأثیر می‌گذارند.

۴-۷. بهینه‌سازی

تعیین اینکه آیا میزان پرتوهای یونیزان مورد استفاده برای تصویربرداری برای دستیابی به اطلاعات بالینی قابل اعتماد کافی است یا خیر، یک چالش اساسی برای اطمینان از اکسپوژر بیمار با توجه به اصل ALARP است. بررسی DRL شاخص خوبی از مناسب بودن میزان تابش استفاده شده را ارائه می‌دهد. این (کار) اساس بهینه‌سازی را تشکیل می‌دهد. بهینه‌سازی صرفاً به میزان تابش مربوط نمی‌شود، بلکه به حصول اطمینان از اینکه اطلاعات بالینی برای کار توجیه‌شده کافی است نیز مرتبط است. ارائه (عرضه) و کیفیت تصاویر رادیوگرافی نیز به همان اندازه مهم است. در اصل، بهینه‌سازی می‌تواند منجر به افزایش مقدار تابش یونیزاسیون مورد استفاده برای یک کار بالینی شود، زیرا کیفیت تصویر موجود مورد استفاده ممکن است در حال حاضر کمتر از حد بهینه باشد.

بررسی DRL به طور کلی یک محرک اولیه برای بهینه‌سازی وظایف بالینی است که بیشتر یا کمتر از سایر مقادیر مرجع DRL هستند، اما نباید تنها مسیر برای شروع تحقیقات یا پروژه باشد. اگر بررسی دوز DRL هر ۳ سال یکبار برنامه‌ریزی شود، ممکن است دوره قابل توجهی در این بین وجود داشته باشد که سیستم از نظر دوز بیمار یا عملکرد بالینی به طور مناسب بهینه نشده باشد. وجود یک انجمن برای پزشکان به منظور گزارش نگرانی‌های موردی (ad hoc) در مورد کیفیت تصویر یا توانایی انجام وظایف، مدیریت هرگونه بهینه‌سازی را امکان پذیر می‌کند. توصیه می‌شود که تیم‌های چند رشته‌ای (MDT) ایجاد شود که شامل رادیولوژیست یا مشاور تخصصی، کارشناسان رادیولوژی و دانشمندان (صاحب نظران) بالینی باشد. این گروه‌ها گاهی اوقات تیم‌های بهینه‌سازی تصویربرداری (IOT) یا کمیته‌های مواجهه پزشکی (MEC) نامیده می‌شوند. آن‌ها می‌توانند به تسهیل هر کار بهینه‌سازی، ارائه یک رویکرد ساختاریافته و چارچوب برای مدیریت سوابق کمک کنند. این مفهوم توسط گزارشی که توسط کمیته جنبه‌های پزشکی پرتویی در محیط (COMARE 2014) منتشر شده است، مطرح شده است. اگرچه گزارش COMARE^۱ بر آزمایشات سی‌تی متمرکز بود، این توصیه‌ها را می‌توان به سایر روش‌ها تعمیم داد. موفقیت هر کار بهینه‌سازی در ایجاد روابط کاری نزدیک با هر یک از رشته‌های مختلف است. این امر به مهارت تخصصی متخصص در هر حوزه برای شکلهی استراتژی‌ها و تعیین اثربخشی هرگونه تغییر نیاز دارد.

۴-۷-۱. استراتژی بهینه‌سازی

تعیین اینکه آیا یک کار تصویربرداری یا بالینی با استفاده از پرتوهای یونیزان بهینه است یا خیر، یک سوال دشوار است، زیرا نمی‌توان فرض کرد که یک رابطه خطی بین مقدار تابش و فواید بالینی وجود دارد. سوالاتی که ممکن است در نظر بگیرید عبارتند از:

- آیا کار بالینی به کیفیت تصویر خاصی از نظر نویز تصویر، وضوح فضایی یا کنتراست تصویر نیاز دارد؟
- آیا حداقل کیفیت تصویر قابل قبولی وجود دارد یا سطوح مختلف کیفیت تصویر قابل قبول (برای انجام معاینه یا پروسیجر (روش)) وجود دارد؟
- آیا این کار برای یک گروه بیمار خاص استفاده می‌شود، آیا خطر پرتوهای زیان بار در این گروه بیشتر است یا کمتر؟ یا قابل قبول تر است؟

- آیا می‌توان کار را (به سادگی) فقط انجام داد یا به دلیل محدودیت‌های عملی یا فناوریانه (تکنیکی) می‌توان کار را فقط با تجهیزات خاص انجام داد؟
- مدیریت و پیش آگهی بیمار چقدر مهم است؟ تاثیر تشخیص اشتباه یا استفاده از یک روش ناموفق چه خواهد بود؟
- بر اساس اندازه جمعیت، آیا تأثیری بر برنامه‌های غربالگری وجود دارد که با افزایش منفی کاذب (یا مثبت کاذب) برای بیماران مضر باشد؟
- آیا در تفسیر تصویر در درون و بین ناظران سازگاری وجود دارد؟ آیا پزشکانی که معاینه یا پروسیجر (روش) را انجام می‌دهند همیشه نتایج یکسانی به دست می‌آورند؟

اینها برخی از ملاحظات است، اما این فهرست کامل نیست. مهم است که یک سوال مرتبط با بهینه‌سازی خاص مطرح شود. به عنوان مثال، فقط پرسیدن "آیا دوز پرتوهای ایکس رادیوگرافی قفسه سینه بهینه است؟" به اندازه کافی اختصاصی نیست. ممکن است با اضافه کردن شرایط زیر به سؤال اصلی یک سوال بهتر طراحی کرد «برای بیمارانی که با تخت، تحت آزمایش پروجکشن AP هستند همراه با نشانه (اندیکاسیون) بالینی عفونت پنومونی آزمایشات رادیوگرافی قفسه سینه» اضافه شود.

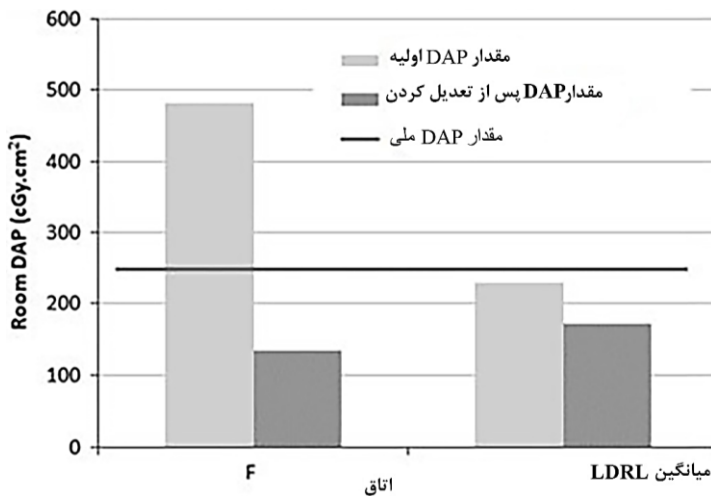
هنگامی که یک سوال مطرح شد، فرایند بهینه‌سازی (شامل استانداردسازی) می‌تواند انجام شود، که در حالت ایده آل باید ورودی آن شامل رادیولوژیست‌ها (یا مشاوران)، کارشناسان رادیولوژی و کارکنان فیزیک پزشکی (شامل پرتودرمانی، پزشکی هسته‌ای و ایمنی پرتو) باشد. هر داده یا اطلاعات قبلی پایه هر کاری (کار ما) را تشکیل خواهد داد، که سپس نحوه انجام کار بهینه‌سازی را راهنمایی می‌کند. این (کار) می‌تواند به سادگی بررسی تنظیمات پروتکل تجهیزات بالینی و مقایسه با سایر سیستم‌های مشابه با تجزیه و تحلیل تصویر اضافی پیچیده‌تر، یا تجزیه و تحلیل دوز، با استفاده از روش‌ها و ابزارهای دیگر باشد. این فرایند شامل تغییرات یا سازگاری‌های پیشنهادی برای کار بالینی است.

مرحله بعدی ارزیابی اثربخشی هرگونه تغییر قبل از اجرا خواهد بود. این کار می‌تواند از طریق مطالعه‌های بالینی گذشته نگر و مطالعه‌ی کمیت DRL بیمار، یا صرفاً درخواست بازخورد در مورد کیفیت تصویر یا روش‌ها (روش‌ها) از پزشکان انجام شود. هنگامی که هر تغییر پیشنهادی مربوط توسط MDT مورد موافقت قرار گرفت، اثربخشی آن نیز باید از طریق مطالعه بالینی، مطالعه DRL و مطالعات ناظر گذشته نگر ارزیابی شود.

مهم است که فرایند بهینه‌سازی از طریق گروه‌های MDT مانند MEC یا IOT مدیریت شود. بخشی از این مدیریت، مستندسازی هرگونه تغییر ایجاد شده، و همچنین ارزیابی نتیجه هرگونه تغییر با پیگیری ممیزی دوز بیمار یا ممیزی بالینی است. نمونه‌ای از گزارش تغییرات و پیشرفت در رابطه با بهینه‌سازی تصویربرداری ساده PA قفسه سینه در نمای PA در شکل ۴-۱۸ نشان داده شده است.

مطالعه موردی: بهینه‌سازی روش‌های ترمیم درون عروقی آنورت (EVAR)

قبلاً مشاهده شده بود که اتاق F بیشتر از مقادیر ملی DRL و سایر مقادیر کمیت اتاق DRL بود. در بررسی، علت آن ثبت اولیه داده‌های دوزیمتری بیمار در سیستم اطلاعات رادیولوژی^۱ (RIS) از جمله آزمایشات استنت ترمیم پس از اندوواسکولار^۲ (EVAR) به‌عنوان آزمایش شکم بود که آزمایشی با دوز بالاتر است. این اقدام ایجاد یک پروتکل معاینه خاص و جدید برای آزمایشات پس از EVAR بود، بنابراین می‌توان آن‌ها را جدا از معاینات استاندارد شکم شناسایی کرد. در نتیجه، بررسی دوز بعدی بیمار برای معاینات شکمی منجر به یک مقدار DRL کمتر، کمتر از مقدار DRL ملی، و همچنین کاهش DRL محلی شد (همانطور که در شکل ۴-۱۹ نشان داده شده است).



تصویر ۴-۱۹. دوز قبل و بعد از بهینه‌سازی

1. Radiology Information System
2. Endovascular Aortic Repair

۴. تصویربرداری تشخیصی با استفاده از پرتو ایکس ۱۷۹

امضا	توضیحات	لیست اقدامات انجام شده تاکنون	آیا تکوینی دیگری دارید؟	تمام دوره‌های زیر NDRL(Y/N)	تاریخ
کارشناس رادیولوژی	اتاق A مورد بحث قرار گرفت و موافقت شد که یک متخصص برنامه‌ها برای بازگشت مجدد (ریست) به تنظیم مجدد پروتکل‌ها نیاز دارد زیرا احساس میشد این پروتکل‌ها پس از بازدید مهندس، دوساره به تنظیمات کارخانه تنظیم شده بودند.	صاحب نظران بالینی یک مقاله مقایسه‌ای DRIL برای تمام واحدهای DR در سراسر سازمان ارائه کردند. اکسپوزر اتاق A برای همه آزمایشات به طور مداوم بالا و بالاتر از DRIL محلی و ملی بود.	بله	خیر	۲۰۱۸/۹/۱۲
سرپرست کارشناس رادیولوژی	یکی از عواملی که ممکن است به جز اکسپوزرهای از پیش تعیین شده، عاملی برای DRIL بالا باشد، این است که اگر گرید برای آزمایشی که نیاز به گرید ندارد روشن باشد، سیستم همچنان اجازه می‌دهد که اکسپوزر با وجود هشدار شروع شود. سیستم اکسپوزر را بر این اساس تنظیم می‌کند تا اکسپوزر مناسب گرید ایجاد کند. بنابراین فاکتورهای توده‌ای بالاتر خواهد بود. اکثر آزمایشات در اندام‌های برهنه (ساده) انجام می‌شود، بنابراین برای اکثر آزمایشات به گرید نیاز نیست. تیم ایمنی پرتو برای بررسی داده‌های دوز در اوایل سال ۲۰۱۹.	متخصصان برنامه شرکت کردند، چندین تناقض در سرتاسر پایگاه داده مشاهده شد. تصمیم گرفته شد که پایگاه داده از اتاق B کپی شود و در اتاق A جایگزین شود زیرا نسخه‌های نرم‌افزار یکسان هستند. اکسون فاکتورهای اکسپوزر یکسان امشابه با فاکتورهای اکسپوزر در اتاق B تنظیم شده‌اند.			۲۰۱۸/۱۱/۱۹
کارشناس رادیولوژی سرب حفاظتی		صاحب نظران بالینی DRILهای اصلاح شده را از اتاق A تهیه کرده اند - هنوز هم در رابطه با شکم، کف پا/L/R و ستون فقرات قفسه سینه تگرافی هایی به خاطر (DRIL)محلی و NDRL بسیار بالاتر از حد وجود دارد.			۲۰۱۹/۴/۱۵
کارشناس رادیولوژی سرب حفاظتی		در جلسه MEC در تاریخ ۲۰۱۹/۴/۱۸ مورد بحث قرار گرفت. از متخصص برنامه‌ها خواسته می‌شود که در پروتکل‌های آزمایشات را بازبینی و بازنگری کنند. رادیوگرافی برای سازماندهی.			۲۰۱۹/۴/۱۸
سرپرست کارشناس رادیولوژی	مهندس با متخصص برنامه‌ها برای پیدا کردن دستور کار (که آن‌ها در مورد آن) آگاه هستند تماس گرفت.	مهندس کارخانه (تولید کننده) به جای متخصص برنامه‌های در خواستی وارد شد (آمد). مهندس قادر به تغییر اکسپوزر نیست.			۲۰۱۹/۵/۲۸
سرپرست کارشناس رادیولوژی	mAs کافی باید از ۳ به ۲ کاهش یابد. mAs نیم رخ دست باید از ۳ به ۱.۵ کاهش یابد. PA دست باید از ۳ به ۱.۵ کاهش یابد. mAs نیم رخ مهره‌های گردنی باید از ۸ به ۶ کاهش یابد. پروتکل شکم EVAR (توضیح انوریزم داخل عروقی) با اکسپوزر ثابت 20 mAs برای 77keV AP شکم و شرایط 80 kv 40 mAs برای لیزال ایجاد شد.	متخصص برنامه‌های کاربردی شرکت سازنده برای تنظیم اکسپوزر با صاحب نظران بالینی موجود حضور یافت(شرکت کرد).			۲۰۱۹/۶/۲۱

تصویر ۴-۱۸. نمونه‌ای از گزارش تغییرات اجرا شده به عنوان بخشی از بهینه‌سازی ادامه دار یک اتاق تصویربرداری ساده با پرتوهای ایکس، که به عنوان بخشی از MDT مدیریت می‌شود. این پیشی در مورد چار چوب زمانی و مشارکت افراد مختلف از جمله مهندسان خارجی و متخصصان برنامه، با آخرین توصیف از تنظیمات انجام شده برای پارامترهای اکسپوزر می‌دهد.

مطالعه موردی: یک مثال عملی ساده از بهینه‌سازی

مثال زیر نشان می‌دهد که چه چیزی می‌تواند یک نمودار اکسپوژر معمولی برای تصویربرداری ساده باشد (با مقایسه بین دو اتاق). وقتی جمع‌آوری دوز و تجزیه و تحلیل DRL تفاوت‌هایی را بین اتاق‌ها شناسایی کرد، بررسی نمودارهای اکسپوژر ممکن است به شناسایی راه‌حل‌های احتمالی کمک کند. به عنوان مثال، به شرایط اکسپوژر نمای AP ستون فقرات پشتی که به شرح زیر است نگاه کنید:

اتاق A: 75 kVp, 25 mAs و فاصله 110cm همراه با گرید

اتاق B: 90 kVp, 13 mAs و فاصله 110cm همراه با گرید

شرایط تابش متفاوت هستند، در حالی که هندسه یکسان است. همانطور که در فصل‌های قبل بحث شد، انرژی پرتو ایکس بالاتر کنتراست تصویر را کاهش می‌دهد، اگرچه با نفوذ بیشتر انرژی، شار پرتو ایکس را می‌توان کاهش داد، که در این مثال مشهود است. با دانستن بازده نسبی تیوب پرتو ایکس هر سیستم و اعمال این تنظیمات پروتکل، تخمین مقدار DAP نظری و دوز موثر تخمینی با استفاده از PCXMC، با مثال زیر ممکن است:

بازده خروجی پرتوهای ایکس

اتاق A: $76.8 \mu\text{Gy.mAs}^{-1}$ اتاق B: $89.2 \mu\text{Gy.mAs}^{-1}$

(در پروتکل انرژی پرتوهای ایکس و ۷۵ سانتی‌متر)

DAP منطقه همسویی فرضی برای AP ستون فقرات قفسه سینه

در گیرنده تصویر با ابعاد $24 \text{ cm} \times 43 \text{ cm}$

اتاق A: 92 cGy.cm^2 اتاق B: 56 cGy.cm^2

(مقدار DRL ملی 100 cG.cm^2)

دوز موثر اتاق A: $220 \mu\text{Sv}$ اتاق B: $160 \mu\text{Sv}$

بر این اساس، می‌توان استنباط کرد که اتاق A با دوز بیمار بالاتر از اتاق B کار می‌کند. با فرض یکسان بودن تجهیزات، تکنیک اپراتور، ناظران تصویر و گروه بیمار، یک نتیجه‌گیری ساده می‌تواند مطابقت دادن تنظیمات پروتکل اتاق A با اتاق B باشد (استانداردسازی).

"دو روی سکه" این کار فقط دوزیمتری را بدون در نظر گرفتن کیفیت تصویر در نظر می‌گیرد. اگرچه ممکن است دوز مشخص شده در اتاق B کمتر باشد، اما کیفیت تصویر برای کار بالینی ممکن است قابل قبول نباشد.

بنابراین، پس از بررسی با پزشکان، ممکن است بهتر باشد که فاکتورهای مواجهه اتاق B را افزایش دهیم یا به عنوان بخشی از بهینه‌سازی با اتاق A مطابقت دهیم. این امر به ویژه در صورتی مهم است که تجهیزات بین تولید کنندگان متفاوت باشد، زیرا اغلب پردازش تصویر و ویژگی‌های فیزیکی زنجیره (سلسله) اکتساب تصویر متفاوت است. فن آوری‌های مختلف نیز می‌توانند بر کیفیت تصویر تأثیر بگذارند. در واقع، پروتکل بهینه شده، با در نظر گرفتن دوزیمتری و کیفیت تصویر، می‌تواند تفاوت قابل توجهی بین اتاق‌های A و B داشته باشد.

۴-۷-۱-۱. مطالعات مشاهده‌گر

یک رویکرد برای ارزیابی تکنیک‌ها و پروتکل‌های بالینی فعلی و تعدیل شده می‌تواند استفاده از مطالعات مشاهده‌ای باشد. این کار شامل درخواست از ناظران برای ارزیابی تصاویر مختلف به عنوان بهتر یا بدتر بودن تصویر از سایر تصاویر است. از همین روش می‌توان برای ارزیابی توافق درون و بین ناظران نیز استفاده کرد. نقطه ضعف مطالعات مشاهده‌گر این است که منابع می‌توانند فشرده (متمرکز) باشند و از آنجایی که در حال حاضر کمبود رادیولوژیست در کشور وجود دارد، اجرای آن‌ها در بخش‌های شلوغ دشوار است.

بنابراین، صاحب نظران بالینی اغلب ترجیح می‌دهند تصاویر را از اشیاء آزمایشی و فانتوم‌ها همانطور که در صفحات وب فیزیک برای تصویربرداری پزشکی (Flower 2012) توضیح داده شده است، تجزیه و تحلیل کنند. تصاویر بیمار همچنین می‌تواند برای ارزیابی تغییرات عملکرد تجهیزات و تفاوت بین ویژگی‌های بیماری تجزیه و تحلیل شود. ماهیت چندعاملی بهینه‌سازی دلیل مهم بودن MDT است. MPE ها باید در تمام مراحل بر این فرایند نظارت داشته باشند و بهینه‌سازی بخش کلیدی آموزش هر دانشمند بالینی متخصص در تصویربرداری با پرتوهای یونیزان است.

۴-۵. آینده‌ی فیزیک تصویربرداری با اشعه X

پیشرفت‌های اخیر در زمینه پایش دوز به این معنی است که اکنون امکان جمع‌آوری اطلاعات در مورد دوزهای دریافتی توسط هر بیمار در بیمارستان به صورت قابل اطمینان وجود دارد و هرگونه انحراف قابل توجه از استاندارد نظارت می‌شود. این بدان معنی است که ایجاد DRL و شناسایی خطاها کارآمدتر شده است. همچنین به این معنی است که ثبت دوز ملی به یک

امکان تبدیل شده است و می‌توان پیش‌بینی کرد که جداول رتبه‌بندی دوز با مقایسه سطح اطمینان‌های مختلف به زودی امکان پذیر شود.

پیشرفت‌های بیشتر در محاسبات ممکن است به این معنی باشد که تولید تخمین‌های دوز مبتنی بر فانتوم شخصی‌تر عملی‌تر می‌شود. در حالی که کار برای این امر با تخمین‌های دوز خاص اندازه (سایز) AAPMs^۱ آغاز شده است، احتمالاً در آینده با تقسیم‌بندی خودکار سی‌تی‌ها جایگزین می‌شود تا امکان تخمین دوز فردی فراهم شود. تئوری که زیربنای مفهوم دوز موثر است بر "مدل خطی بدون آستانه" تشریح شده در فصل ۷ متکی است. اگر نادرست بودن آن ثابت شود، مکانیسم‌های محاسبه دوز موثر باید مطابق با آن تنظیم شوند. احتمالات دیگر برای آینده توسعه آزمایش‌های حساس‌تر به آسیب DNA ناشی از پرتوها است. این کار ممکن است به جای استفاده از ساختارهای نظری که درجات خطای زیادی دارند، دوزهای پرتویی شخصی را مجاز کند.

با توسعه تکنولوژی، پیش‌بینی می‌شود که هوش مصنوعی (AI) تأثیر فزاینده‌ای بر کار فیزیکدانان پزشکی و رادیولوژیست‌ها داشته باشد. تشخیص رایانه‌ای ناهنجاری‌ها (CAD) در حال حاضر در چندین ناحیه در دسترس است و احتمالاً در سال‌های آینده گسترش خواهد یافت. اینکه چگونه اطمینان حاصل کنیم که این کار تأثیر منفی بر تشخیص بالینی ندارد، احتمالاً بخشی از نقش MPE در آینده را تشکیل می‌دهد. علاوه بر این، هوش مصنوعی شروع به استفاده برای پردازش تصاویر در تجهیزات تجاری موجود کرده است. این احتمال وجود دارد که هوش مصنوعی بر تمامی مراحل زنجیره تصویربرداری از ارجاع گرفته تا بهینه‌سازی تصویر، تشخیص و درمان تأثیر بگذارد. آینده هیجان‌انگیز و غیرقابل پیش‌بینی است و روش‌های محاسبه دوز بیمار ثابت یا مبتنی بر علم غیرقابل انکار نیست، بنابراین ظرفیت دانشمندان آینده برای کمک به بهبود روش ارزیابی دوز بیمار بسیار زیاد است.

منابع

Allisy-Roberts PJ and Williams J (2007). Farr's Physics for Medical Imaging, 2nd edition. Saunders (WB)Co Ltd.

COMARE (2014). Committee on Medical Aspects of Radiation in the Environment "Patient Radiation Dose Issues Resulting from the Use of CT in the UK". OCOMARE. online available from <https://www.gov.uk/government/publications/review-of-radiation-dose->

- issues-from-the-use-of-ct-in-the-uk[accessed 10 March 2021].
- CQC (2020). Care Quality Commission “Significant Accidental and Unintended Exposures under IR(ME)R”. Online Available from:
https://www.cqc.org.uk/sites/default/files/20200826_saue_guidance_updated_aug20.pdf
 [accessed 13 September 2020].
- Dendy PP and Heaton B (2012). Physics for Diagnostic Radiology, 3rd edition. CRC Press, London.
- Flower, MA (2012). Webb’s Physics of Medical Imaging. CRC Press, London.
- HPA (1976). Hospital Physicists Association “The Physics of Radiodiagnosis”. HPA, York.
- ICRP (2012). International Commission on Radiological Protection “ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context”. Ann ICRP 41(1–2): 1–322.
- ICRP (2017). International Commission on Radiological Protection “Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135”. Ann ICRP ICRP 46(1). Diagnostic Imaging Using X-rays 109
- IPEM (1995). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems. Report 32, Part I: X-ray Tubes and Generators”. IPEM, York.
- IPEM (1996). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems. IPEM Report 32, Part II: Image Intensifier TV Systems”. IPEM, York.
- IPEM (1998). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems. IPEM Report 32, Part VI: Image Intensifier Fluorography Systems”. IPEM, York.
- IPEM (2002). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “The Medical and Dental Guidance Notes; A Good Practice Guide to Implement Ionising Radiation Protection Legislation in the Clinical Environment”. IPEM, York.
- IPEM (2004). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference levels for Medical X-ray Examinations (Report 88)”. IPEM, York.
- IPEM (2005a). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “The Commissioning and Routine Testing of Mammographic X-ray Systems. IPEM Report 89”. IPEM, York.
- IPEM (2005b). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Systems. IPEM Report 91”. IPEM, York.
- IPEM (2010). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray Systems. Part VII: Digital Imaging Systems”. IPEM, York.
- IPEM (2012). The Institute of Physics and Engineering in Medicine “The Critical Examination of X-ray Generating Equipment in Diagnostic Radiology. IPEM Report 107”. IPEM, York.
- IPSM (1988). “Patient Dosimetry Techniques in Diagnostic Radiology, IPSM Report No 53.” IPSM, York.

- IR(ME)R (2017). The Ionising Radiations (Medical Exposure) Regulations. SI 2000/1059. The Stationery Office, London, England.
- IRR17 (2017). "Ionising Radiations Regulations". SI. 1075. Online Available from: <http://www.legislation.gov.uk/uksi/2017/1075/contents/made> [accessed 13 September 2020].
- Kalendar WA (2001). Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 3rd edition. Wiley Erlangen.
- NHS England (2019). "Diagnostic Imaging Dataset 12 Months to March 2019". Online Available from: <https://www.england.nhs.uk/statistics/wp-content/uploads/sites/2/2019/07/Provisional-Monthly-Diagnostic-Imaging-Dataset-Statistics-2019-07-18.pdf> [accessed 13 September 2020].
- PHE (2019). "Public Health England "National Diagnostic Reference Levels (NDRLs) from 19th August 2019". Online Available from: <https://www.gov.uk/government/publications/diagnostic-radiology-national-diagnostic-reference-levels-ndrls/ndrl> [accessed 1 October 2020].
- RCR (2009). Royal College of Radiologists "Protection of Pregnant Patients during Diagnostic Medical Exposures to Ionising Radiation". Online Available from: https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field_publication_files/HPA_preg_2nd.pdf [accessed 1 October 2020].
- RCR (2020). Royal College of Radiologists "iRefer: Making the Best Use of Clinical Radiology". Online Available from: <https://www.rcr.ac.uk/clinical-radiology/being-consultant/rcr-referral-guidelines/aboutirefer> [accessed 13 September 2020].
- Sedentext (2020). "Cone Beam CT". Online Available from: <http://www.sedentext.eu/index.htm> [accessed 13 September 2020].
- Shrimpton PC, Jansen JT and Harrison JD (2016). "Updated Estimates of Typical Effective Doses for Common CT Examinations in the UK Following the 2011 National Review". Brit J Radiol 89(1057): 20150346.
- Stecker MS, et al. (2009). "Guidelines for Patient Radiation Dose Management". J Vasc Interv Radiol 20: S263–S273.
- Waites E and Drage N (2013). Essentials of Dental Radiography and Radiology, 5th edition. Churchill Livingstone eBook.
- Wong KM, Tan BS, Taneja M, et al. (2011). "Cone Beam Computed Tomography for Vascular Interventional Radiology Procedures: Early Experience". Ann Acad Med Singapore 40(7): 308–314.

David Towey, Lisa Rowley and Debbie Peet

۵-۱. مقدمه

پزشکی هسته‌ای شامل استفاده تشخیصی و درمانی از مواد رادیواکتیو است. در NHS، تقریباً ۰٫۶ میلیون آزمایش تشخیصی پزشکی هسته‌ای، از جمله توموگرافی انتشار پوزیترون (PET) / توموگرافی کامپیوتری (سی‌تی)، در بریتانیا انجام می‌شود (NHS بریتانیا ۲۰۱۹). با گذشت زمان، دانشمندان تشویق می‌شدند که در پزشکی هسته‌ای یا رادیولوژی تشخیصی با استفاده از پرتوهای ایکس تخصص داشته باشند. با این حال، با افزایش تکنیک‌های تصویربرداری ترکیبی، مرز میان رشته‌ها کمرنگ شده است. در برنامه آموزشی دانشمندان بالینی، این تخصص به طور کلی به عنوان "تصویربرداری با پرتوهای یونیزان" شناخته می‌شود. این فصل نقش دانشمند بالینی را که در پزشکی هسته‌ای کار می‌کند، توضیح می‌دهد.

در پزشکی هسته‌ای (که گاهی اوقات تصویربرداری مولکولی یا پرتودرمانی مولکولی نیز نامیده می‌شود)، پرتوهای یونیزان به شکل یک رادیونوکلئید تجویز می‌شود که از نظر شیمیایی با یک دارو نشان دار می‌شود. برای تصویربرداری تشخیصی در پزشکی هسته‌ای، این رادیودارو

معمولاً به صورت داخل وریدی (تزریق در ورید) تجویز می‌شود اما گاهی به صورت خوراکی، در غذا یا نوشیدنی، یا به صورت گاز استنشاقی استفاده می‌شود. بسته به نحوه تعامل هر دارو با بدن، می‌توان آن را در اندام یا بافت هدف مورد نظر جذب یا متمرکز کرد (مانند تومور سرطانی یا عضله قلبی) و سپس رادیونوکلئید برچسب‌گذاری شده با استفاده از یک دوربین خارجی برای تشکیل تصویر ردیابی می‌شود. نمونه‌ای از تصویر به دست آمده پس از تزریق داخل وریدی یک رادیودارو که در بدن در نواحی رشد استخوانی جذب شده در شکل ۵-۱ نشان داده شده است. جذب بالای رادیوداروها در جایی که استخوان‌ها در حال رشد یا بهبود هستند، به عنوان مثال در کودکان، شکستگی‌ها یا نواحی فعال متابولیکی مانند ناحیه سرطانی وجود خواهد داشت. تصویربرداری این مناطق با جذب بالا را به عنوان نقاط داغی که نشان‌دهنده تجمع رادیوداروها در تصویر است، نشان می‌دهد. سپس این اطلاعات می‌تواند توسط تیم پزشکی بیمار برای تشخیص و درک بهتر مرحله گسترش بیماری - مانند گسترش متاستاتیک سرطان، برای ارزیابی مناسب بودن بیمار برای درمان استفاده شود. در روش دیگر، نمونه‌های خون یا ادرار را می‌توان با استفاده از شمارنده گاما برای ارزیابی غلظت مواد رادیواکتیو به عنوان شاخصی از عملکرد اندام، آنالیز کرد. رادیوداروهای ساطع کننده آلفا و بتا نیز ممکن است برای کاربردهای درمانی پزشکی هسته‌ای مانند درمان پرکاری تیروئید یا درمان پرتودرمانی موضعی سرطان استفاده شوند.

دانشمندانی که در این فیلد تخصصی کار می‌کنند، در زمینه فیزیک هسته‌ای، برهمکنش‌های پرتویی و فیزیک تصویربرداری، از جمله فناوری سی‌تی اسکن در زمینه ترکیب تصویربرداری سی‌تی با توموگرافی نشری تک‌فوتونی (SPECT) و تصویربرداری ترکیبی PET-CT مطالعه خواهند کرد. آن‌ها متخصص در تجهیزات مورد استفاده برای شناسایی و ردیابی پرتوها و ایمنی پرتویی خواهند بود. همچنین آن‌ها با آناتومی و فیزیولوژی مربوط به انسان آشنایی خواهند داشت.

۵-۲. روند کار بیمار در پزشکی هسته‌ای

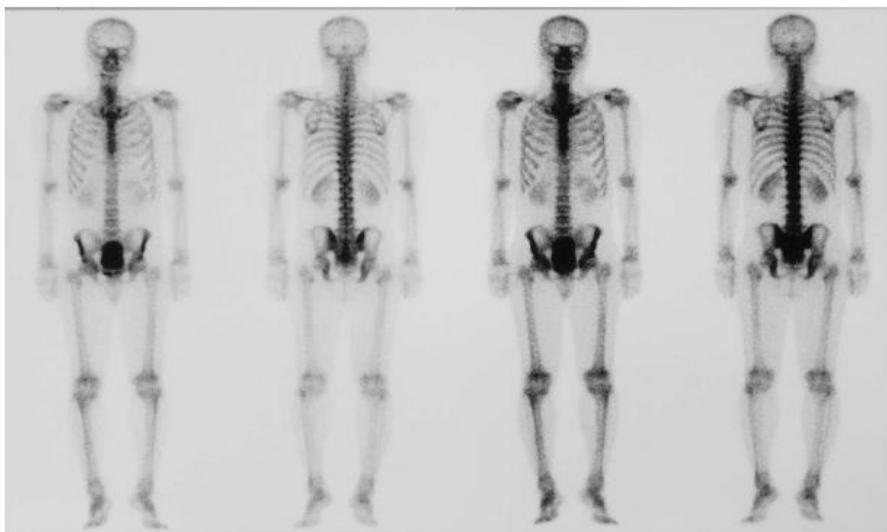
درخواست‌ها برای اسکن‌ها و روشهای پزشکی هسته‌ای از متخصصان مراقبت‌های بهداشتی ارجاع‌دهنده دریافت می‌شود و سپس این درخواست باید به طور مستقل توسط یک پزشک دارای مجوز IR(ME)R که توسط کمیته مشورتی اداره مواد رادیواکتیو (ARSAC)^۱ اعطا

1. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee

می‌شود، مجوز بگیرد. برای دیدن خلاصه‌ای از گروه‌های حرفه‌ای کلیدی که دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای با آن‌ها کار می‌کنند، از جمله نقش‌های رسمی آن‌ها تحت IR(ME)R، لطفاً به جدول ۵-۱ مراجعه کنید.

تنوع آزمایش‌های انجام شده و نیاز به در نظر گرفتن زمان تجویز رادیونوکلیدها برای تصویربرداری بعدی یا جمع‌آوری نمونه، به این معنی است که برنامه‌ریزی زمانی بیماران در پزشکی هسته‌ای از نظر لجستیکی پیچیده است. هنگامی که بیمار به بخش می‌رسد، اطلاعات او از جمله شناسه و سابقه پزشکی به دقت بررسی می‌شود (شکل ۵،۲). سپس مواد رادیواکتیو برای آن‌ها تجویز می‌شود. دانشمندان در تهیه رادیودارو و اطمینان از تجویز ایمن آن مشارکت دارند. به طور کلی، پس از یک دوره جذب رادیودارو، تصویربرداری توسط دوربین گاما یا اسکنر PET انجام می‌شود. پروتکل‌های تصویربرداری و تنظیمات اسکنر یک مسئولیت کلیدی برای دانشمندان این بخش است.

در پزشکی هسته‌ای، تصاویر اغلب قبل از تفسیر و گزارش توسط رادیولوژیست یا متخصص پزشکی هسته‌ای نیاز به پردازش با استفاده از نرم‌افزارهای تخصصی دارند. دانشمندان با پردازش و تجزیه و تحلیل داده‌ها درگیر هستند و برای برخی آزمایش‌ها نیز مسئول گزارش نتایج هستند.



شکل ۵-۱. اسکن استخوان پزشکی هسته‌ای که جذب رادیونوکلید را در استخوان‌ها نشان می‌دهد.

دانشمندان بالینی همچنین در راهاندازی شبکه‌های محلی فناوری اطلاعات مشارکت دارند تا امکان دسترسی به اسکن‌های PET/CT را در مکان‌های مختلف بیمارستان از بخش پزشکی هسته‌ای فراهم کنند. سپس، همانطور که در فصل ۱ توضیح داده شد، تصاویر آنالیز شده در «سیستم‌های بایگانی تصاویر و ارتباطات» (PACS) بیمارستان ذخیره می‌شوند.

پس از نصب تجهیزات، طراحی تأسیسات پزشکی هسته‌ای به ندرت تغییر می‌کند. برای تأسیسات جدید، دانشمندان در تصمیم‌گیری در مورد طراحی محافظ و چیدمان تأسیسات جدید مشارکت خواهند داشت.

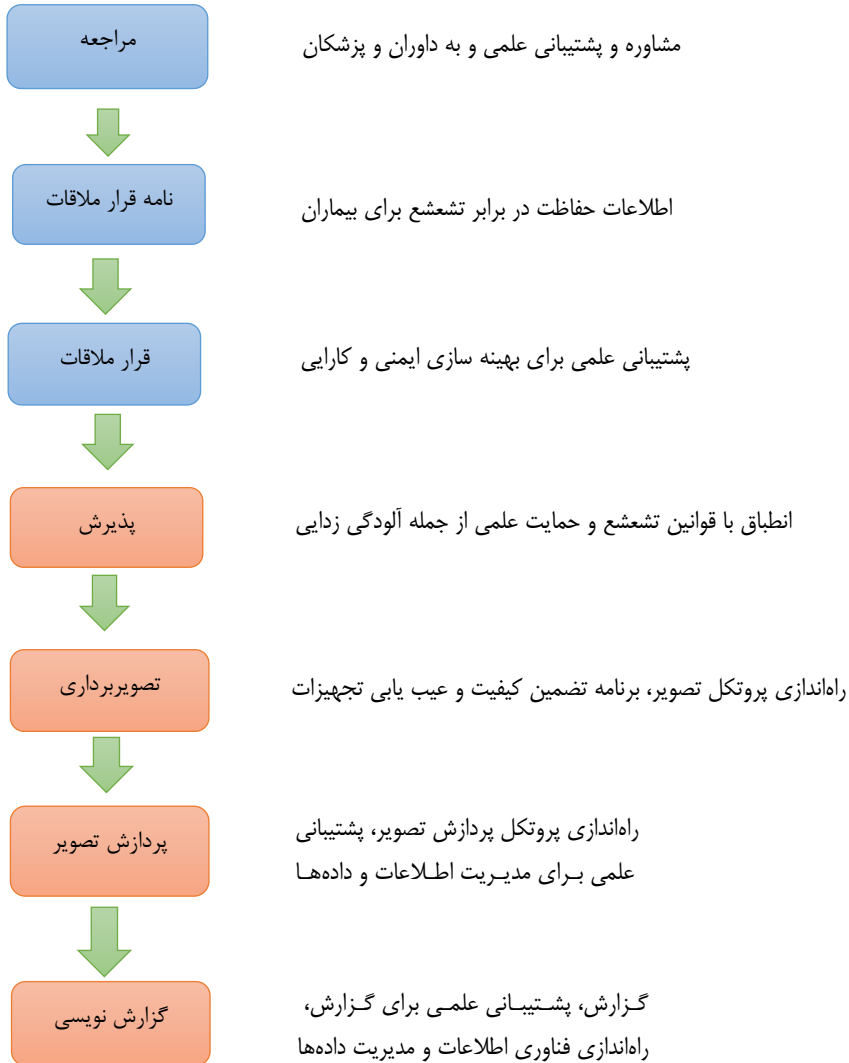
۵-۳. نقش حرفه‌ای دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای

پزشکی هسته‌ای یک خدمات چندرشته‌ای است که شامل رادیو داروسازان، پزشکان مراقبت‌های بهداشتی، متخصصان بالینی و رادیوگرافی، پرستاران، متخصصان بازی (برای بیماران اطفال)، کارکنان اداری، رادیولوژیست‌ها و دانشمندان بالینی است. این نقش‌ها در جدول ۵-۱ خلاصه شده است. دانشمندان بالینی با تمام کارکنان پزشکی هسته‌ای و همچنین تیم‌های پزشکی ارجاع‌دهنده، کارکنان بخش، کارکنان داخلی، هیئت‌های ایمنی و سلامت اعتماد، مدیران و خود بیماران همکاری نزدیک دارند. دانشمندان بالینی برنامه‌های QC را برای بررسی تجهیزات تنظیم می‌کنند، به رادیولوژیست‌ها و پزشکان در مورد پروتکل‌های بالینی توصیه می‌کنند، و آموزش‌هایی در زمینه حفاظت در برابر پرتو از جمله توصیه‌هایی در مورد مواجهه بیش از حد و گزارش ارائه می‌کنند، رویداد همانطور که در کنار نمودار نشان داده شده است که مسیر بیمار را با مراحل که شامل مواد رادیواکتیو نیست به رنگ آبی و آن‌هایی که شامل مواد رادیواکتیو است به رنگ صورتی نشان می‌دهد (شکل ۵-۲). دانشمندان بالینی همچنین با ارائه مشاوره تخصصی برای آزمایشات تحقیقاتی و همچنین نوآوری خدمات پیشرو با تخصص خود از تحقیقات حمایت می‌کنند.

جدول ۵-۱. گروه‌های حرفه‌ای که در کنار دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای کار می‌کنند و نقش آن‌ها تحت IR(ME)R

شغل	تخصص	نقش تحت عنوان IR(ME)R	توضیحات
پزشک	تمام تخصص‌ها شامل: جراح انکولوژیست متخصص قلب متخصص مغز و اعصاب	ارجاع دهنده	به طور معمول، فقط پزشکان متخصص بیماران را برای روشهای پزشکی هسته‌ای ارجاع می‌دهند.
	رادیولوژیست، پزشک پزشکی هسته‌ای، انکولوژیست بالینی یا متخصص غدد درون ریز بالینی	متخصص	دارندگان مجوز پزشک ARSAC به طور معمول پزشکان مشاور هستند. پزشک مسئول کلیه جنبه‌های بالینی تجویز رادیونوکلئید است. مسئول گزارش هستند.
		اپراتور	مجوز قرار گرفتن تحت اکسپوزر پزشکی هسته‌ای زیر نظر ARSAC پزشکان گزارش نویسی
کارکنان پرستاری	متنوع، از جمله پزشکی هسته‌ای، قلب و عروق و متخصصان بازی	اپراتور	مراقبت از بیمار، تجویز عوامل کنتراست تصویربرداری و رادیو دارویی
کارکنان رادیو دارویی	متنوع	اپراتور	اپراتورها مسئول تولید رادیودارو هستند. این کار بر اکسپوزر بیمار تأثیر می‌گذارد. اپراتورها همچنین نقش خاصی در مقررات تولید دارند.
متخصصان (تکنولوژیست‌های) علوم بهداشت و درمان بالینی/ تصویربرداران رادیولوژی		اپراتور	QC (کنترل کیفی)، مدیریت، تصویربرداری، نمونه خون و پردازش تصویر
دانشمندان بالینی	پزشکی هسته‌ای، رادیولوژی تشخیصی یا پرتودرمانی	اپراتورها و متخصصان فیزیک پزشکی (MPEs)	QC (کنترل کیفی)، کالیبراسیون، تنظیم پروتکل، بهینه‌سازی تصاویر، پردازش تصویر، گزارش دهی
پذیرش/امنشی رزرو			پشتیبانی اداری از همه نقش‌های دیگر.
تولید کننده تجهیزات/ مهندسان خدمات		اپراتور	از آنجا که آن‌ها می‌توانند به طور مستقیم بر اکسپوزر بیمار تأثیر بگذارند، مهندسان خدمات به عنوان اپراتور ذکر شده‌اند.
کارفرما (به عنوان مثال مدیر اجرایی بیمارستان)		کارفرما	مسئولیت کلی برای اطمینان از پیروی از مقررات.

ورودی دانشمندان



تصویر ۵-۲. روند کار بیمار در بخش پزشکی هسته‌ای در مراحل مختلف نیاز به ورود دانشمندان بالینی دارد.

۵-۴. دستورالعمل‌های ارجاع

دستورالعمل‌های ارجاع برای روش‌های پزشکی هسته‌ای و دستورالعمل‌های پروتکل‌های بالینی از انجمن پزشکی هسته‌ای بریتانیا (BNMS) در وبسایت آن‌ها

(<https://www.bnms.org.uk/>; BNMS 2020) در دسترس است. دستورالعمل‌های ارجاع PET-CT BFCR(16)3 (۲۰۱۶) در کالج سلطنتی رادیولوژیست‌ها در دسترس است. همچنین دستورالعمل‌های بالینی در وبسایت انجمن پزشکی هسته‌ای اروپا (EANM) (<https://www.eanm.org/>; EANM 2020a) و برخی از آن‌ها در وبسایت انجمن پزشکی هسته‌ای و تصویربرداری مولکولی (SNMMI) به آدرس (<http://www.snmmi.org/>) (SNMMI 2020) موجود است. سازمان‌های ایالات متحده معمولاً نسبت به کشورهای اروپایی، از جمله بریتانیا، اجازه فعالیت‌های بسیار بالاتر را می‌دهند. کالج سلطنتی رادیولوژیست‌ها همچنین دستورالعمل‌هایی دارد که روش‌های پزشکی هسته‌ای را در سیستم "irefer" خود پوشش می‌دهد (RCR 2019).

فرایندها و روش‌ها در بخش‌های پزشکی هسته‌ای به خوبی مستند شده‌اند. این موارد اغلب در یک سیستم مدیریت کیفیت (QMS) مدیریت می‌شوند. دانشمندان بالینی و به‌ویژه کارشناسان فیزیک پزشکی (MPES)، اطمینان حاصل می‌کنند که پروتکل‌ها با دستورالعمل‌های ملی، به‌ویژه در رابطه با سطوح مرجع تشخیصی (DRLs) و سایر جنبه‌های دوزیمتری که در یادداشت‌های راهنمای ARSAC (ARSAC 2020) توضیح داده شده‌اند، مطابقت دارند.

۵-۵. طراحی تاسیسات

طراحی یک مرکز پزشکی هسته‌ای به همان اندازه نیاز به در نظر گرفتن الزامات نظارتی متعدد دارد که به اقدامات بالینی خوب نیاز دارد. از آنجایی که ترکیبی از بیماران، بازدیدکنندگان و کارکنان وارد بخش خواهند شد، معمولاً مناطق مختلفی تعریف می‌شود. این مناطق شامل مناطق غیر پرتوزا؛ قسمت‌های انتظار قبل از پذیرش، دفاتر پذیرش و اداری، فروشگاه‌ها، سرویس‌های بهداشتی و تسهیلات تعویض برای بیماران و بازدیدکنندگان غیر رادیواکتیو است.

مناطق دیگر معمولاً به‌عنوان مناطق تابش "تحت نظارت" و یا "کنترل‌شده" تعیین می‌شوند و ممکن است شامل مناطق ذخیره‌سازی مواد رادیواکتیو و رادیوداروها، آزمایشگاه‌ها، اتاق‌های تزریق، اتاق‌های مخصوص قلب (قلب تحت استرس)، مناطق جذب، اتاق‌های انتظار پس از تجویز، توالت‌های بیماران رادیواکتیو، اتاق‌های اسکن، آزمایشگاه‌های آماده‌سازی نمونه رادیواکتیو، اتاق‌های شمارش و انبارهای پسماندهای رادیواکتیو باشند. محافظت از این اتاق‌ها

نه تنها برای کاهش قرار گرفتن در معرض تشعشعات کارکنان و مردم بلکه برای جلوگیری از تداخل با تجهیزات تشخیصی، مانند شمارشگرهای بسیار حساس، باید در نظر گرفته شود.

مناطق پرتویی به قوانین محلی مناسب نیاز دارند و باید به وضوح از مناطق غیر پرتویی مشخص شوند (به بخش ۷-۷ در مورد مناطق کنترل شده و تحت نظارت مراجعه کنید). تمام مناطقی که مواد رادیواکتیو در آن ذخیره یا دستکاری می‌شوند باید به گونه‌ای طراحی شوند که مقررات مجوزهای زیست محیطی^۱ (EPR 2016) مربوط به کنترل نشت و پاکسازی و محافظت در برابر حریق و سیل را رعایت کنند. لازم به ذکر است که در حالی که این مقررات به طور خاص برای بریتانیا و ولز اعمال می‌شود، همان اصول در اسکاتلند و ایرلند شمالی نیز اعمال می‌شود. ادارات همچنین ممکن است در رابطه با امنیت منبع به نظرات مشاوران امنیتی مقابله با تروریسم نیاز داشته باشند.

۵-۶. تولید مواد رادیودارو

۵-۶-۱. مدیریت و مقررات رادیودارو

عوامل رادیواکتیو که به بیماران داده می‌شود، عمدتاً در یک رادیو داروسازی بیمارستانی تولید می‌شوند - در یک واحد غیر عفونی مطابق با استانداردهای مشخص شده توسط "راهنمای نارنجی" که توسط آژانس تنظیم کننده دارو و سلامت منتشر شده است (MHRA^۲ 2017). رئیس داروساز در بیمارستان معمولاً مسئولیت ایمنی محصولات تولید شده توسط رادیوداروسازی را بر عهده دارد، اما ممکن است با اداره روزانه واحد که اغلب توسط مدیر تولید مدیریت می‌شود، دخالت نداشته باشد. گروه رادیو داروسازی بریتانیا (UKRPG 2020) راهنمایی‌هایی را در مورد ساخت رادیوداروها برای تجویز به بیماران، از جمله ارائه خدمات رادیوداروسازی (UKRPG 2017)، فرایندهای غیرعفونی مناسب، طراحی رادیودارو، کنترل کیفی محصول و انتشار (UKRPG^۳ 2016) ارائه می‌دهد.

داروسازی هسته‌ای یا باید دارای مجوز فعالیت که بر اساس مقررات داروهای انسانی (۲۰۱۲) صادر شده است، باشد یا تحت "معافیت بخش ۱۰" طبق قانون داروها کار کند.

1. Environmental Permitting Regulations
2. Medicines and Health Regulatory Agency
3. UK Radio pharmacy Group

رادیوداروخانه‌های دارای مجوز باید مطابق دستورالعمل‌های عملکرد تولید خوب^۱ (GMP) (EudraLex 2011؛ EC 2010)، که در مقررات داروهای انسانی (۲۰۱۲) به تفصیل آمده و در «راهنمای نارنجی» (MHRA 2017) توضیح داده شده است، کار کنند. مجوز به خودی خود به افرادی که به عنوان مدیر تولید، مسئول کنترل کیفی و نقطه تماس مجوز فعالیت می‌کنند، نیاز دارد.

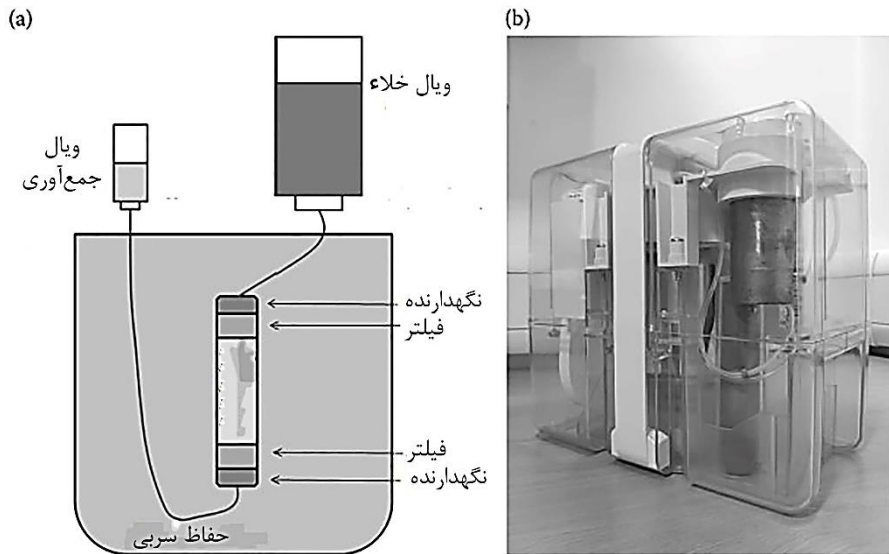
۵-۶-۲. ژنراتورها و کیت‌های TECHNETIUM-99M

تکنسیوم (^{99m}Tc) اصلی‌ترین رادیونوکلئید مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای است. این ایزوتوپ کم هزینه، تولید آن آسان، در درجه اول یک تابشگر گاما است (تولید فوتون در محدوده انرژی مناسب)، و نیمه‌عمر مناسبی دارد. انرژی انتشار (۱۴۰ کیلوولت) توازن مناسبی بین بالا بودن انرژی برای فرار از بدن ایجاد می‌کند که جذب را محدود می‌کند، اما همچنان آنقدر کم است که به راحتی توسط کریستال‌های سوسوزن قابل تشخیص نیست. ^{99m}Tc از یک ژنراتور مولیبدن-۹۹ (^{99}Mo) (شکل ۵-۳) با سرم شسته می‌شود. ژنراتور شامل یک ستون آلومینیومی حاوی ^{99}Mo جذب شده است. یک ویال خلا در یک سر ژنراتور قرار می‌گیرد که در سر دیگر توسط محلول سالین تغذیه می‌شود. سالین از طریق پایه وارد می‌شود و با ^{99m}Tc واکنش می‌دهد تا پرتکنات سدیم را تشکیل دهد و سپس در ویال خلا جمع‌آوری می‌شود. این کار به عنوان شستشوی (دوشیدن) ژنراتور شناخته می‌شود، که پرتکنات حاصل، محلول شستشو است.

^{99}Mo با نیمه‌عمر ۶۶ ساعت به ^{99m}Tc تجزیه می‌شود و بنابراین بدون شستشو، مقدار ^{99m}Tc در ژنراتور در تعادل دینامیکی است. در استفاده معمولی، ژنراتور روزانه دوشیده می‌شود. ^{99}Mo معمولاً به صورت هفتگی یا دو هفته یکبار با کاهش فعالیت شستشو جایگزین می‌شود (شکل ۵-۴). مقداری ^{99}Mo در مایع دوشیده شده یافت می‌شود، و کنترل کیفیت (QC) برای اطمینان از وجود حداقل "نفوذ" ^{99}Mo و آلومینیوم مورد نیاز است. این بررسی‌ها معمولاً در اولین شستشوی ژنراتور یا در صورت جابجایی ژنراتور انجام می‌شود.

^{99}Mo با انتشار گامای پرانرژی (۷۴۰ keV و ۷۷۸ keV) همراه است. پیشرفت مایع دوشیده شده (یا "خلوص رادیونوکلئیدی") با اندازه‌گیری مایع دوشیده شده در یک کالیبراتور دوز "با و

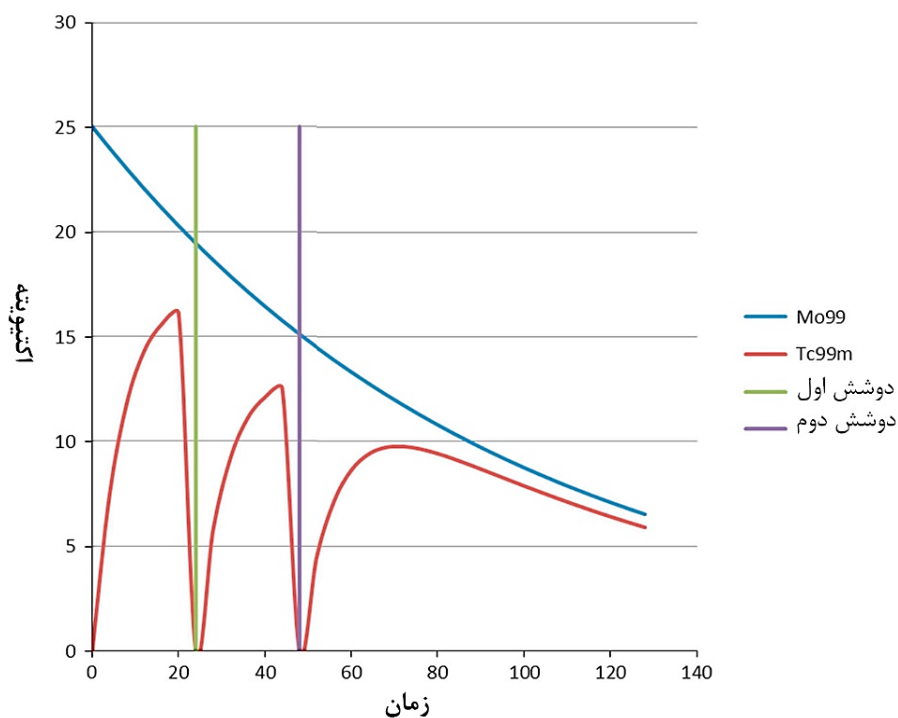
بدون "محافظ سربی تعیین می‌شود. سرب به طور قابل توجهی انتشار گامای ^{99m}Tc را کاهش می‌دهد اما تأثیر کمتری بر انتشار گامای ^{99}Mo خواهد داشت. درصد پیشرفت از این اندازه‌گیری‌ها، با تحمل ۱٪، (۱ ^{99}Mo kBq در هر ^{99m}Tc MBq) محاسبه می‌شود.



شکل ۵-۳. (a) شماتیک ژنراتور Mo-99/Tc-99m که مخزن سالیین را نشان می‌دهد. هنگامی که ویال Tc-99m تخلیه شده در خروجی ژنراتور قرار می‌گیرد، سالیین در سراسر ستون کشیده می‌شود و Tc-99m در سالیین حل می‌شود و در ویال جمع‌آوری می‌شود. **(b)** عکس یک ژنراتور با ستون مولیبدن نشان داده شده در پشت حفاظ سربی که برای محافظت از ویال Tc-99m استفاده می‌شود.

عبور آلومینیوم (خلوص شیمیایی) با ترکیب یک قطره از مایع شوینده و یک قطره از حلال آلومینیوم شناخته شده بر روی کاغذ آزمایش اندازه‌گیری می‌شود. رنگ به دست آمده از کاغذ، با نرخ عبور معمولی کمتر از ۵ میکروگرم بر میلی لیتر آلومینیوم، نشان دهنده غلظت آلومینیوم است. پس از شستشوی پرتکنیت، رادیوداروها را می‌توان با مخلوط کردن پرتکنیت با کیت‌های از پیش آماده‌شده منجمد تهیه کرد. برخی از کیت‌ها به مراحل متعدد یا شرایط خاصی نیاز دارند تا فرایند لیبیل‌گذاری رادیویی ادامه یابد. محصولات دارای مجوز MHRA همیشه باید بر محصولات بدون مجوز ترجیح داده شوند. اگر قرار است از محصولات بدون مجوز استفاده شود، باید به ارجاع دهنده اطلاع داده شود و QC مناسب قبل از انتشار آن‌ها از رادیوداروسازی انجام شود. MHRA نسخه‌هایی از «خلاصه ویژگی‌های محصول» (SPCs) را در اختیار دارد

که توضیحاتی از محصولات دارویی از جمله کیت‌های مورد استفاده برای ساخت رادیوداروها را شامل می‌شود. SPCs منبع مفیدی از اطلاعات هستند که موارد استفاده مجوزدار رادیوداروها، ویژگی‌های فارماکوکینتیک و فارماکودینامیک آن‌ها و دوزهای مورد انتظار برای بیماران با اندازه استاندارد را فهرست می‌کنند. اطلاعات مربوط به QC در سند راهنمای UKRPG "تضمین کیفیت رادیوداروها" (UKRPG 2016) با آزمایش‌هایی از جمله خلوص رادیونوکلئید، خلوص رادیوشیمیایی، اندازه ذرات (برای رادیوداروهای ذرات معلق) و نبود بار الکتریکی مستند شده است.



شکل ۴-۵. فعالیت ^{99}Mo و $^{99\text{m}}\text{Tc}$ در یک ژنراتور در طول زمان دوشیده می‌شود.

فرایند تولید در واحدهایی انجام می‌شود که با GMP مطابقت دارند. این کار شامل اقداماتی برای اطمینان از انجام تمام تغییرات در یک محیط آسپتیک، در یک جداکننده یا کابینت جریان هوای آرام است. برای کاهش خطر ورود میکروب، الزامات سختی برای انتقال اقلام به رادیوداروخانه، شستن دست‌ها و تعویض لباس‌ها و کفش‌های استریل وجود دارد. اتاق‌های

داخل رادیوداروخانه با فشار مثبت و جداکننده‌ها در فشار منفی نگهداری می‌شوند تا اطمینان حاصل شود که هرگونه آلودگی پرتویی در داخل کابینت باقی می‌ماند. خلاصه‌ای از منابع اطلاعاتی کلیدی مربوط به تولید رادیودارو در جدول ۵-۲ آورده شده است.

جدول ۵-۲. منابع اطلاعاتی کلیدی مرتبط با تولید رادیودارو

منابع	توضیحات
تضمین کیفیت خدمات آماده سازی اسپتیک: راهنمای استانداردها (RPS 2016)	فصل ۷ در این سند (کتاب) از انجمن داروسازی سلطنتی الزامات تاسیسات و تجهیزات را تشریح می‌کند.
دستورالعمل‌های عملکرد خوب تولید (GMP) (EC 2010)	کمیسیون اروپا فصل مفیدی را در بخش اول - فصل ۲ در مورد اماکن و تجهیزات ارائه می‌کند.
راهنمای نارنجی MHRA: قوانین و راهنمایی برای تولیدکنندگان و توزیع کنندگان رادیو دارویی (MHRA 2017)	این یک سند بسیار مهم برای تولید رادیوداروها است - همه الزامات در JJ را تعیین می‌کند.
کتاب رادیو داروسازی سامپسون (Theobald 2010)	این کتاب توضیحات مفیدی درباره ملزومات ارائه می‌دهد.
راهنمای عملکرد خوب فعلی رادیوداروسازی (cGRPP) برای آماده سازی در مقیاس کوچک رادیوداروها (EANM 2007)	این مقاله در وب سایت EANM یکی دیگر از منابع مفید است.
یادداشت‌های راهنمای UKRPG (UKRG 2020)	حاوی پیوندهایی به اسناد مفید مربوط به رادیوداروها است.
راهنمای عملیاتی رادیو داروسازی بیمارستانی (IAEA 2008)	IAEA بخشی را در مورد الزامات تسهیلات در فصل ۵ این منبع تهیه کرده است.
تبصره‌های ساختمان بهداشت ۱۴-۰۱: تأسیسات داروخانه و رادیو داروسازی (HBN 2018)	تبصره‌های ساختمان بهداشتی توسط معماران و طراحان در بریتانیا برای تمام اماکن بهداشتی استفاده می‌شود.
ضمیمه ۱ دستورالعمل‌ها در مورد شیوه‌های تولید خوب برای محصولات رادیودارو (WHO 2003)	سازمان بهداشت جهانی دستورالعمل‌هایی دارد که در سراسر جهان استفاده می‌شود.
دستورالعمل‌های دارویی کمیسیون اروپا برای محصولات دارویی برای استفاده انسانی (EC 2010)	قوانین اروپا در سند EC توضیح داده شده است.

رادیوداروسازی و به طور کلی پزشکی هسته‌ای نیز باید از انطباق با مقررات بهداشت و ایمنی در مراقبت‌های بهداشتی اطمینان حاصل کنند (سلامت و ایمنی ابزار تیز در مقررات مراقبت‌های بهداشتی^۱ ۲۰۱۳). خطرات باید در نظر گرفته شود و یک ارزیابی خطر برای پوشاندن مجدد سوزن‌ها انجام شود. پوشاندن مجدد سوزن‌ها ضروری است، زیرا در طول ساخت و تجویز رادیوداروها، اکتیویته باید قبل از تجویز اندازه‌گیری شود تا اطمینان حاصل شود که بیمار دوز تابشی مورد نظر را دریافت می‌کند. دانشمندان بالینی متخصص در رادیو داروسازی می‌توانند مدیریت کنند یا نقش کیفیت را تحت مجوز MHRA بر عهده بگیرند. دانشمندانی که در پزشکی هسته‌ای کار می‌کنند نیز می‌توانند یکی از این نقش‌ها را به محض داشتن تجربه مرتبط کافی به عهده بگیرند، اما معمولاً با کارکنان رادیو داروسازی کار می‌کنند، گاهی اوقات رادیوداروها را تولید می‌کنند، یا به طور معمول در بررسی‌های QC کیت‌ها مشارکت می‌کنند. همه کارکنان باید از روش‌های کنترل عفونت سختگیرانه پیروی کنند تا اطمینان حاصل شود که محصول دارویی به‌دست‌آمده خطر عفونت ندارد. سایر بررسی‌های QC شامل ثبت پارامترهای محیطی کلیدی در رادیوداروسازی است، زیرا برخی از داروها باید تحت شرایط خاصی ذخیره شوند.

۵-۶-۳. کالیبراتورهای رادیونوکلید

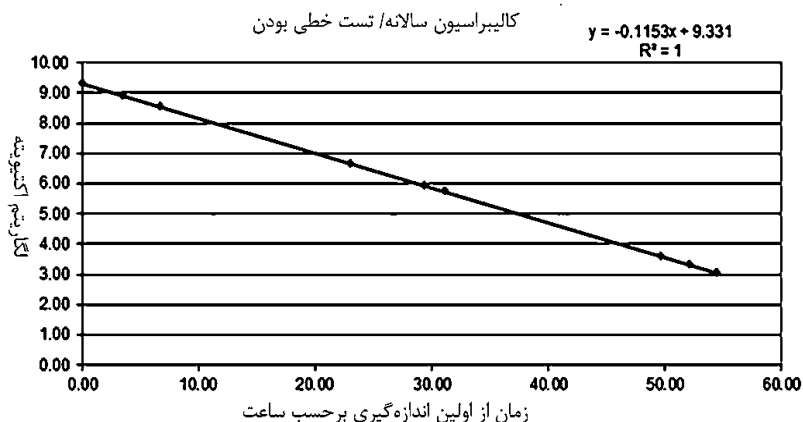
کالیبراتورهای رادیونوکلیدی برای اندازه‌گیری رادیواکتیویته در حین تهیه کیت‌های رادیودارو و قبل از تجویز به بیماران استفاده می‌شوند. دانشمندان بالینی نقش مهمی در تضمین کیفیت کالیبراتورهای دوز مورد استفاده برای اندازه‌گیری فعالیت واقعی مواد رادیواکتیو تجویز شده به بیماران دارند. کالیبراتورهای دوز معمولاً شامل یک آشکارساز گازی هستند که قادر به اندازه‌گیری ساطع کننده‌های گاما با فعالیت‌هایی از ۱ MBq تا ۱۰۰ GBq هستند. راهنمای عمل خوب آزمایشگاه ملی فیزیک (NPL 2006) نمای کلی از خواص آن‌ها را ارائه می‌دهد. این راهنما قابلیت ردیابی اندازه‌گیری‌ها را به استانداردهای اولیه ملی نشان می‌دهد و راهنمایی‌هایی در مورد چارچوب‌های QA برای آزمایش کنترل کیفی QC ارائه می‌دهد.

بررسی‌های روزانه کالیبراتور با استفاده از یک منبع با عمر طولانی، مانند ^{137}Cs انجام می‌شود تا تأیید شود که قرائت‌های تجهیزات در طول زمان، قبل از استفاده بالینی پایدار و ثابت هستند. همچنین یک بررسی پس‌زمینه انجام می‌شود تا اطمینان حاصل شود که هیچ آلودگی

یا منابع با فعالیت بالا در مجاورت وجود ندارد که ممکن است بر روی خوانش‌ها تأثیر بگذارد. کالیبراتورها برنامه‌های QC داخلی برای QC روزانه دارند. بررسی‌های دقیق‌تر کالیبراتور به صورت ماهانه و سالانه مطابق با NPL (۲۰۰۶) انجام می‌شود. یک آزمون به عنوان مثال در مطالعه موردی زیر توضیح داده شده است.

مطالعه موردی: اندازه‌گیری خطی کالیبراتور دوز

دقت قرائت کالیبراتور دوز (اندازه‌گیری شده بر حسب Bq) با استاندارد ثانویه ارائه شده توسط یک آزمایشگاه استاندارد ملی (مانند آزمایشگاه ملی فیزیک بریتانیا) بررسی می‌شود تا اطمینان حاصل شود که از فاکتورهای کالیبراسیون مناسب استفاده می‌شود. با این حال، این دقت معمولاً فقط برای یک فعالیت بررسی می‌شود. از این رو، خطی بودن پاسخ نیز باید بررسی شود (شکل ۵-۵).



شکل ۵-۵. نمودار لگاریتمی فعالیت در گذر زمان

خطی بودن پاسخ کالیبراتور دوز مهم است زیرا کالیبراتور برای اندازه‌گیری رادیواکتیویته در طیف وسیعی از فعالیت‌های بالینی مورد استفاده قرار می‌گیرد. یکی از راه‌های ارزیابی این پاسخ، اندازه‌گیری اکتیویته یک منبع منفرد در زمان‌های مختلف بر حسب زمانی است که تحلیل می‌رود. در این مثال، یک منبع ^{99m}Tc ۹ بار در طول ۳ روز اندازه‌گیری شد (جدول ۵-۳). از آنجایی که نیمه‌عمر ^{99m}Tc مشخص است، فعالیت مورد انتظار را می‌توان با برون‌یابی از اندازه‌گیری‌های فعالیت کم محاسبه کرد. سپس می‌توان خطا از خواندن مورد انتظار را محاسبه کرد.

جدول ۵-۳. فعالیت یک منبع ^{99m}Tc که در طول زمان در یک کالیبراتور دوز اندازه‌گیری شده است.

زمان	تفاوت زمانی	اکتیویته خوانش شده بر حسب MBq	اکتیویته مورد انتظار بر حسب MBq	% تفاوت
۰۸:۴۱ ۲۰۲۰/۰۱/۲۷	۰,۰۰	۱۱۳۱۰,۰۰	۱۱۲۸۲,۴۱	۰,۲۴
۱۲:۰۷ ۲۰۲۰/۰۱/۲۷	۳,۴۳	۷۵۹۰,۰۰	۷۵۹۴,۱۷	۰,۰۵-
۱۵:۲۱ ۲۰۲۰/۰۱/۲۷	۶,۶۷	۵۲۱۰,۰۰	۵۲۳۰,۸۷	۰,۴۰-
۰۷:۳۸ ۲۰۲۰/۰۱/۲۸	۲۲,۹۵	۸۰۱,۰۰	۸۰۰,۲۰	۰,۱۰
۱۳:۵۹ ۲۰۲۰/۰۱/۲۸	۲۹,۳۰	۳۸۵,۰۰	۳۸۴,۷۹	۰,۰۵
۱۵:۴۵ ۲۰۲۰/۰۱/۲۸	۳۱,۰۷	۳۱۵,۰۰	۳۱۳,۸۸	۰,۳۶
۱۰:۱۷ ۲۰۲۰/۰۱/۲۹	۴۹,۶۰	۳۶,۹۰	۳۷,۰۴	۰,۳۹-
۱۲:۴۶ ۲۰۲۰/۰۱/۲۹	۵۲,۰۸	۲۷,۷۰	۲۷,۸۲	۰,۴۳-

تفاوت قابل اغماض بین فعالیت مورد انتظار و اندازه‌گیری شده برای یک ابزار مرجع ۱٪ و برای یک ابزار میدانی ۵٪ است (NPL 2006).

۵-۷. تجویز رادیو داروها

تجویز داخل وریدی رادیو داروها عموماً توسط پزشکان علوم مراقبت‌های بهداشتی (تکنولوژیست‌های بالینی)، کارشناسان رادیولوژی یا پرستاران به جای دانشمندان بالینی انجام می‌شود، اما متخصص بالینی ممکن است فعالیت رادیو دارو را قبل از تجویز بررسی کند (یا «دوباره» چک کند). تأیید دوز یک اقدام احتیاطی برای کمک به از بین بردن احتمال تجویز نادرست و در نتیجه تحویل دوز نادرست به بیمار است.

دانشمندان بالینی اغلب از داروهایی مانند ^{131}I Iodine-131 استفاده می‌کنند. دانشمندان بالینی اغلب بر معرفی فرایندها و خدمات جدید نظارت می‌کنند. هنگامی که فرایندی در خدمات معمولی گنجانده شد، این وظایف توسط پزشکان یا پرستاران علوم مراقبت‌های بهداشتی انجام می‌شود. در صورت بروز حادثه، یک متخصص بالینی برای بررسی حادثه و مشاوره در مورد رفع آلودگی مشارکت خواهد داشت.

۵-۸. تجهیزات تصویربرداری هسته‌ای

۵-۸-۱. دوربین گاما

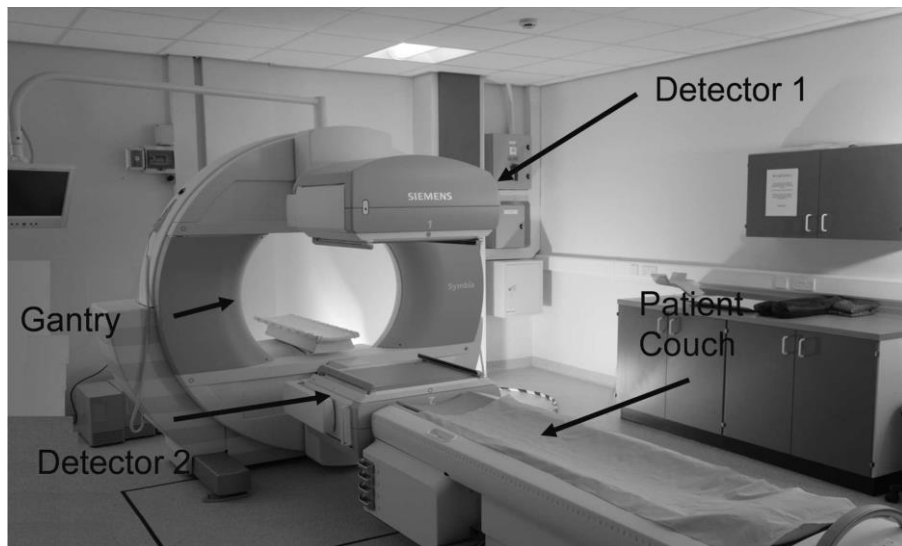
انتظار می‌رود دانشمندان بالینی متخصص در پزشکی هسته‌ای درک دقیقی از طراحی و عملکرد دوربین گاما مورد استفاده برای تشخیص فوتون‌های گاما ساطع شده داشته باشند.

اجزای اصلی یک دوربین گاما در شکل ۵-۶ نشان داده شده است. اکثر دوربین‌های گاما مدرن از کریستال‌های سوسوزن (یدید سدیم) و لوله‌های تقویت کننده نور برای تشخیص فوتون‌های گاما برای تولید تصویر استفاده می‌کنند. برخی از طرح‌های جدیدتر بر اساس آشکارسازهای حالت جامد هستند. همانند تصویربرداری تشخیصی پرتوهای ایکس، دانشمندان بالینی باید با سازندگان تجهیزات، رادیولوژیست‌ها، پزشکان علوم مراقبت‌های بهداشتی، تکنولوژیست‌ها و کارشناسان رادیولوژی کار کنند تا حساسیت و وضوح تصاویر را برای کاربردهای بالینی مختلف بهینه کنند. اجزای اصلی دوربین گامای انگر در شکل ۵-۷ نشان داده شده است. با این حال، خواننده برای توضیح جامع‌تر میتواند به لاوسون (۲۰۱۳) مراجعه کند.

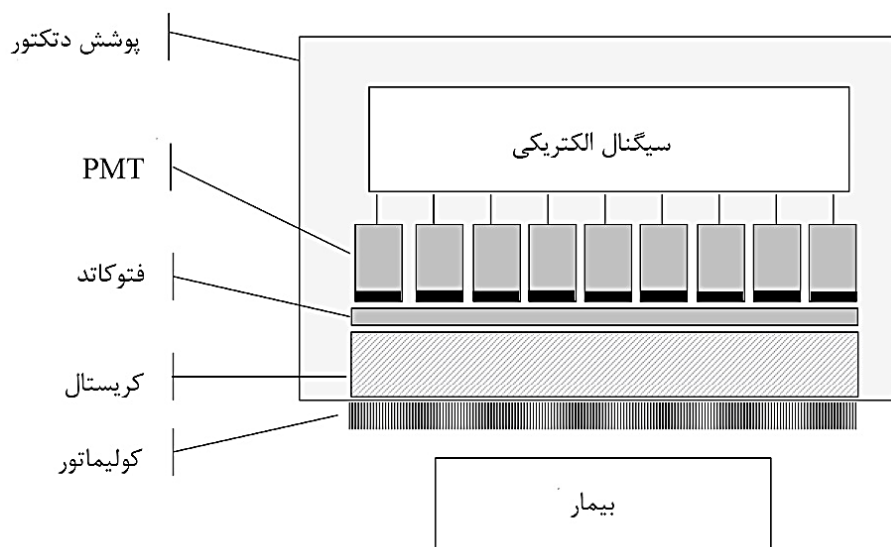
کولیماتورها: برای پذیرش فوتون‌هایی که عمود بر صفحه کولیماتور هستند استفاده می‌شود. در اینجا یک مبادله بین وضوح و حساسیت وجود دارد. بنابراین، مهم است که اطمینان حاصل شود که کولیماتور صحیح برای اسکن مورد نظر استفاده می‌شود. به عنوان مثال، اسکن استخوان به وضوح بالا نیاز دارد، در حالی که اسکن کلیه برای درناژ نیاز به حساسیت بالایی دارد. ضخامت تیغه سربی را برای پذیرش فوتون‌ها در محدوده انرژی مورد نظر میتوان تطبیق داد.

کریستال سوسوزن: یک بلور یدید سدیم با ناخالصی تالیم است. فوتون‌های گامای فرودی، الکترون‌های کریستال را تحریک می‌کنند و باعث سنتیلاسیون می‌شوند. سپس فوتون‌های سوسوزن توسط تیوب‌های فوتومولتی‌پلایر^۱ (PMT) شناسایی و تقویت می‌شوند. دوربین‌های حالت جامد به تدریج در حال رایج شدن هستند اما عموماً گران‌تر از آشکارسازهای سوسوزن هستند.

1. Photomultiplier Tube



شکل ۵-۶. دوربین گاما



شکل ۵-۷. طرح شماتیک دوربین گاما

PMT ها: نور تولید شده در کریستال سوسوزن به فوتوکاتد PMT برخورد می‌کند و فوتوالکترون تولید می‌کند. این فوتوالکترون‌ها سپس در امتداد PMT، از طریق یک سری داینود، شتاب میگیرند و سیگنال اصلی را تقویت می‌کنند و فوتون فرودی را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کنند. یک PMT در شکل ۵،۸ نشان داده شده است.

الکترونیک: سیگنال PMT مختصات x و y سیگنال را با مقدار شدت (z) که متناسب با انرژی فرودی است، توصیف می‌کند. سیگنال z از طریق یک تحلیل‌گر ارتفاع پالس عبور می‌کند تا انرژی‌ها را در یک محدوده تعریف شده بپذیرد، به عنوان مثال برای ^{99m}Tc روی ۱۴۰ keV تنظیم می‌شود. این کار به کاهش پراکندگی کمک می‌کند، زیرا پراکندگی به تصویر حاصل نویز اضافه می‌کند.



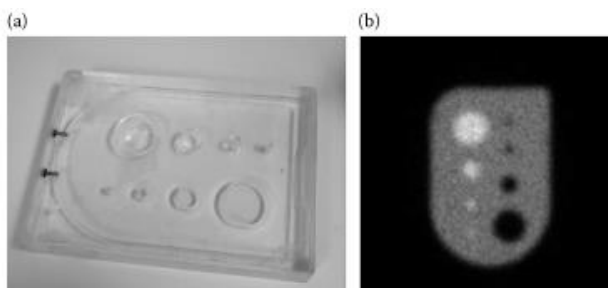
شکل ۵-۸. (a) لوله تقویت کننده نوری (PMT)؛ (b) آرایه‌ای از PMT ها در پشت کریستال سوسوزن.

تصحیح و ذخیره سازی تصویر: سیگنال‌های الکترونیکی آشکارساز برای تصحیح آرتیفکت تصویر، از جمله تصحیح انرژی، خطی بودن و یکنواختی بیشتر پردازش می‌شوند. سپس داده‌ها به عنوان یک یا چند ماتریس تصویر ذخیره می‌شوند.

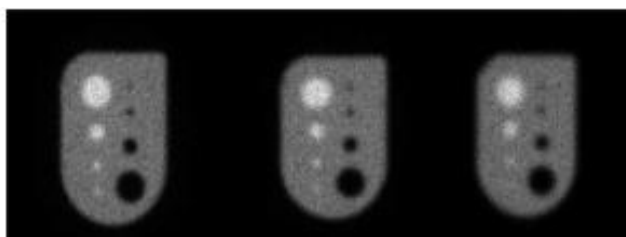
گرفتن تصاویر ثابت با دوربین گاما نیازمند تعریف پارامترهای زیر است: انتخاب کولیماتور، پنجره(های) پذیرش انرژی، اندازه ماتریس تصویر، زوم و شرایط توقف (بر اساس زمان یا شمارش). تغییر این تنظیمات بر وضوح تصویر، نویز تصویر و زمان تصویربرداری تأثیر می‌گذارد. موقعیت بیمار/فانتوم نسبت به اسکنر و اکتیویته در حال تصویربرداری نیز بر کیفیت تصویر تأثیر می‌گذارد.

۵-۸-۱. پارامترهای تصویر و کیفیت تصویر

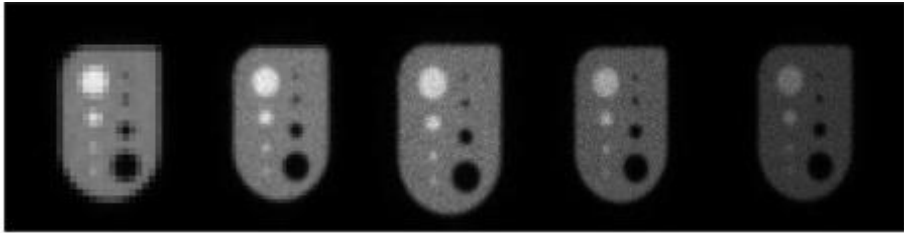
فانتوم ویلیامز اغلب برای مقایسه اثرات تغییر پارامترهای تصویربرداری دوربین گاما بر روی تصویر حاصل استفاده می‌شود. این فانتوم همانطور که در شکل ۵-۹ (a) نشان داده شده است، از چهار لایه آکرلیک ساخته شده است. لایه‌های بالا و پایین ورق‌های هم‌شکل هستند. لایه دوم دارای یک برش D شکل است که در داخل آن چهار دایره جامد آکرلیک قرار دارد. لایه سوم ۴ سوراخ دایره‌ای توخالی دارد. هنگامی که فضای توخالی ایجاد شده با یک محلول رادیواکتیو پر می‌شود، این امر امکان تجسم دایره‌های "داغ" و "سرد" با قطرهای متفاوت را در پس زمینه "گرم" فراهم می‌کند، همانطور که در شکل ۵-۹ (b) نشان داده شده است.



شکل ۵-۹. (a) فانتوم ویلیامز. (b) فانتوم ویلیامز، با کولیماتور کم انرژی با وضوح بالا (LEHR)، ماتریس ۲۵۶×۲۵۶، زوم ۱،۰، تعداد ۵۰۰۰۰ با استفاده از $Tc-99m$ در دوربین گامای زیمنس به‌دست آمده است.

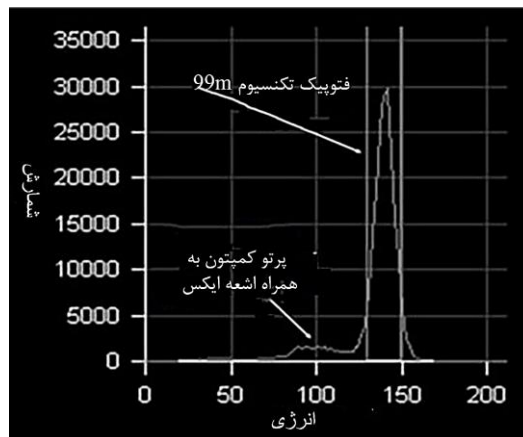


شکل ۵-۱۰. تأثیر تغییر کولیماتور بر روی فانتوم ویلیامز. (از چپ به راست) کم انرژی با وضوح بالا (LEHR)، کم انرژی هدف کلی (LEAP)، انرژی متوسط. همه تصاویر با پارامترهای یکسان به‌جز collimator به دست آمده‌اند.

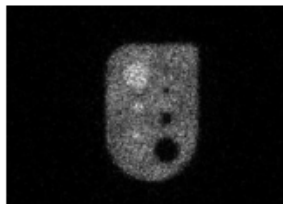


شکل ۵-۱۱. (از چپ به راست) اندازه‌های ماتریسهای 512×512 ، 256×256 ، 128×128 ، 64×64 و 32×32 ، سایر پارامترها ثابت نگه داشته شده‌اند. وضوح با اندازه ماتریس بزرگتر افزایش می‌یابد، اما این کار با کاهش کنتراست به دلیل کمتر شدن تعداد فوتون در هر پیکسل همراه است.

دوربین گاما فوتون‌ها را با انرژی انتخاب شده با تلورانس درصدی از آن انرژی تشخیص می‌دهد، به عنوان مثال برای ^{99m}Tc ، $140 \text{ keV} \pm 15\%$ را تشخیص می‌دهد. اگر قله انرژی اشتباهی انتخاب شود، ممکن است نویز بیشتری در تصویر وجود داشته باشد و زمان لازم برای شمارش تعداد کافی بیشتر شود (شکل‌های ۵-۱۲ و ۵-۱۳).



شکل ۵-۱۲. طیف ^{99m}Tc که از دوربین گامای زمینس به دست آمده است و موقعیت پنجره انرژی را در مرکز پیک نوری نشان می‌دهد.

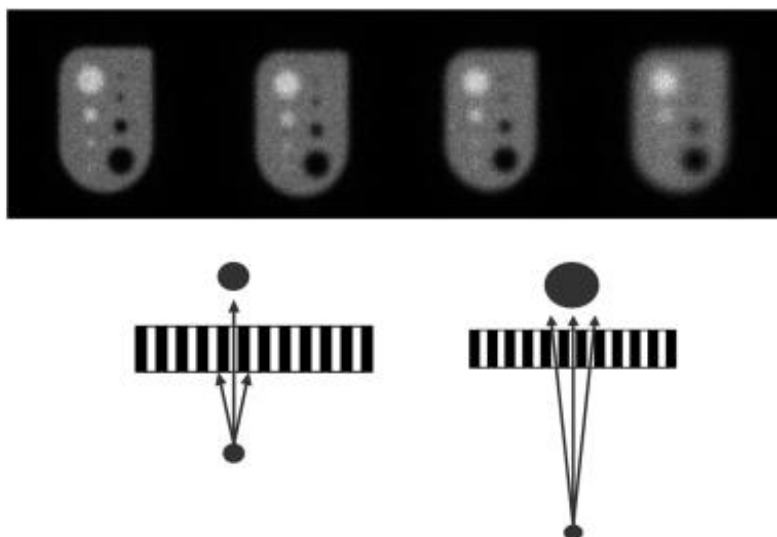


شکل ۵-۱۳. پیک نوری یی-۱۲۳ برای یک فانتوم ویلیامز پر از ^{99m}Tc .

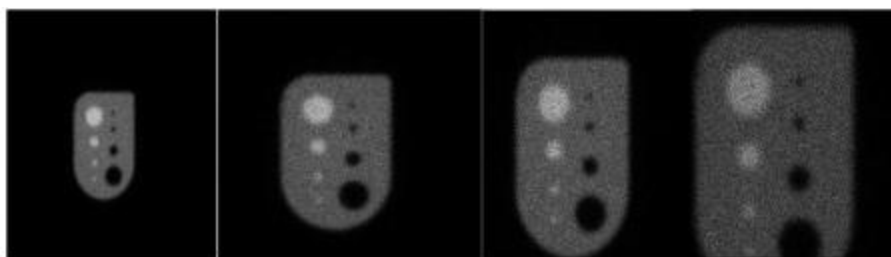
۵. تصویربرداری و درمان با پزشکی هسته‌ای ۲۰۵

با افزایش فاصله از دوربین (شکل ۵-۱۴، از چپ به راست)، به دلیل زاویه فضایی گسترده‌تر، وضوح کاهش می‌یابد.

بزرگنمایی نیز اندازه و وضوح تصویر را تغییر می‌دهد (شکل ۵-۱۵).

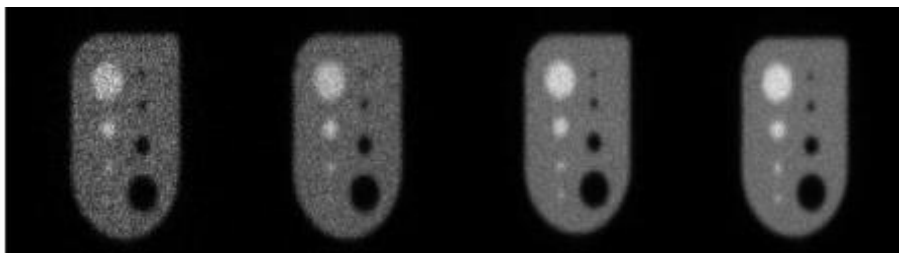


شکل ۵-۱۴ فاصله از دوربین بر وضوح تصویر تاثیر می‌گذارد.



شکل ۵-۱۵. تصویری از تاثیر تنظیمات زوم بر روی فانتوم کبد ویلیامز.

افزایش تعداد شمارش‌هایی که به تصویر کمک می‌کند نویز را کاهش می‌دهد اما به مدت زمان طولانی‌تری نیاز دارد (شکل ۵-۱۶). از نظر بالینی، این بدان معنی است که هر چه بیمار طولانی‌تر اسکن شود، تصاویر بهتری خواهند داشت، اما باید این مورد و راحتی بیمار توازن برقرار شود. اسکن‌های طولانی‌تر نیز احتمالاً تحت تأثیر آرتیفکت‌های حرکتی بیمار قرار می‌گیرند.



شکل ۵-۱۶. تاثیر افزایش تعداد شمارش از چپ به راست نشان داده شده است.

چهار نوع تصویربرداری با دوربین های گاما وجود دارد.

۵-۸-۱-۲. تصویربرداری ایستا (مسطح) با دوربین گاما

دوربین روی ناحیه مورد نظر فوکوس می کند. برای مثال، ممکن است دوربین فقط روی کلیه ها فوکوس کرده باشد، یا برای اسکن استخوان کل بدن، کل بدن اسکن شود. تصویربرداری استاتیک در مواردی استفاده می شود که تعداد کافی فوتون برای دیدن جزئیات درون تصویر مورد نیاز است. مدت زمان تصاویر ثابت معمولاً بین ۵ تا ۲۰ دقیقه است.

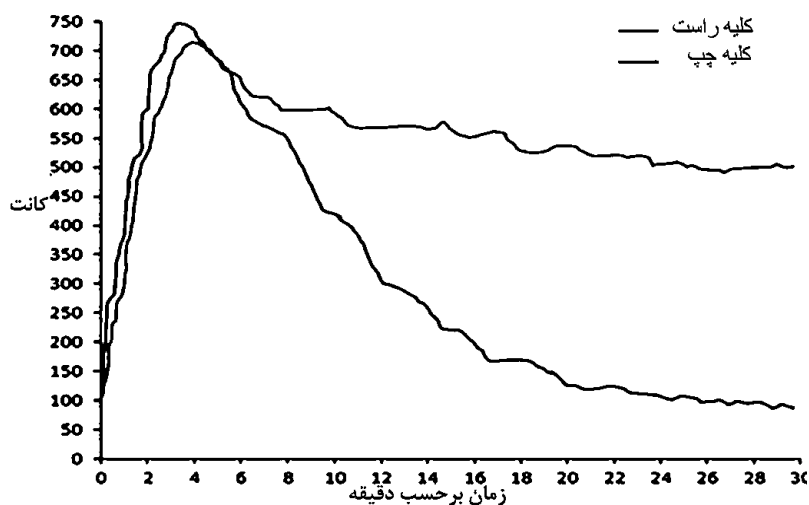
۵-۸-۱-۳. تصویر برداری پویا (داینامیک)

تصویربرداری پویا با به دست آوردن یک سری تصاویر ثابت به صورت سریع و پی در پی (مثلاً تصاویر کلیه برای بررسی تخلیه و عملکرد نسبی کلیه ها)، یا در طول زمان (مثلاً تخلیه معده - برای نشان دادن اینکه آیا غذا خیلی سریع یا خیلی کند از معده تخلیه می شود) حاصل می شود. از آنجایی که تصاویر در مدت زمان کوتاهی به دست می آیند، این تصاویر حاوی نویز هستند و ممکن است جزئیات دقیق از دست بروند. تصاویر پویا را می توان با قرار دادن منطقه مورد علاقه (ROI) روی اندام و ترسیم شمارش فوتون در هر فریم در طول زمان برای استخراج اندازه گیری های فیزیولوژیکی تجزیه و تحلیل کرد. آزمایش عملکرد کلیه "renogram" که اغلب برای کودکان و بیماران سرطانی انجام می شود در شکل ۵-۱۷ نشان داده شده است.

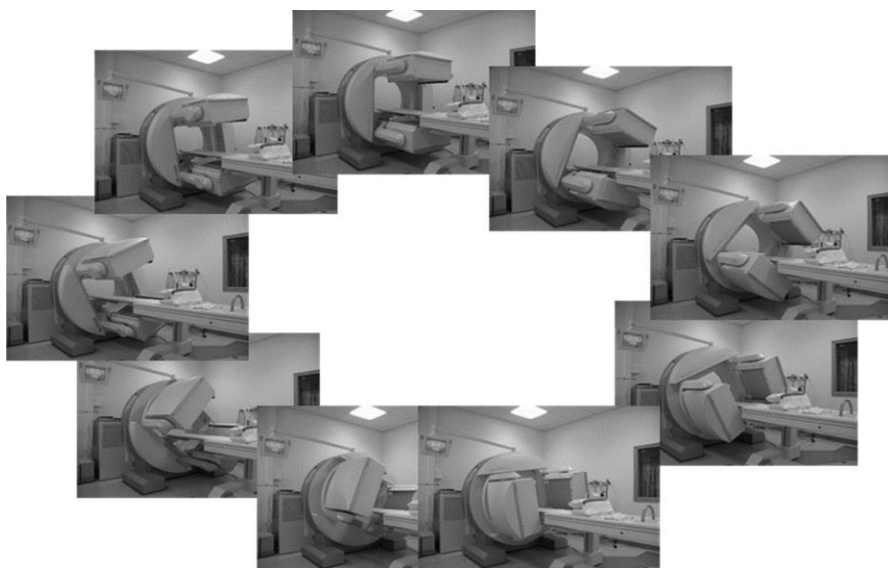
۵-۸-۱-۴. تصویربرداری SPECT

SPECT تصاویر سه بعدی را با به دست آوردن یک سری تصاویر استاتیک در حین چرخش سرهای آشکارساز در اطراف ناحیه مورد نظر فراهم می کند (شکل ۵-۱۸). سپس تصاویر برای ارائه یک مجموعه داده سه بعدی بازسازی می شوند. از آنجایی که تصاویر در چندین نقطه

زمانی به دست می‌آیند، باید بین تعداد شمارش فوتون‌ها (نویز تصویر) و راحتی بیمار تعادل برقرار کرد. حرکت بیمار در طول اسکن‌های طولانی منجر به ایجاد آرتیفکت تصویر می‌شود. مدت زمان تصویربرداری معمولاً حدود ۳۰ دقیقه تا حداکثر ۱ ساعت برای بیمارانی که می‌توانند مدت زمان اسکن طولانی تری را تحمل کنند می‌باشد.



شکل ۵-۱۷. رنوگرافی که تخلیه خوبی را از کلیه چپ نشان می‌دهد، اما از کلیه راست بسیار کندتر است.



شکل ۵-۱۸. آشکارسازها در اطراف بیمار می‌چرخند تا یک تصویر سه بعدی ایجاد کنند.

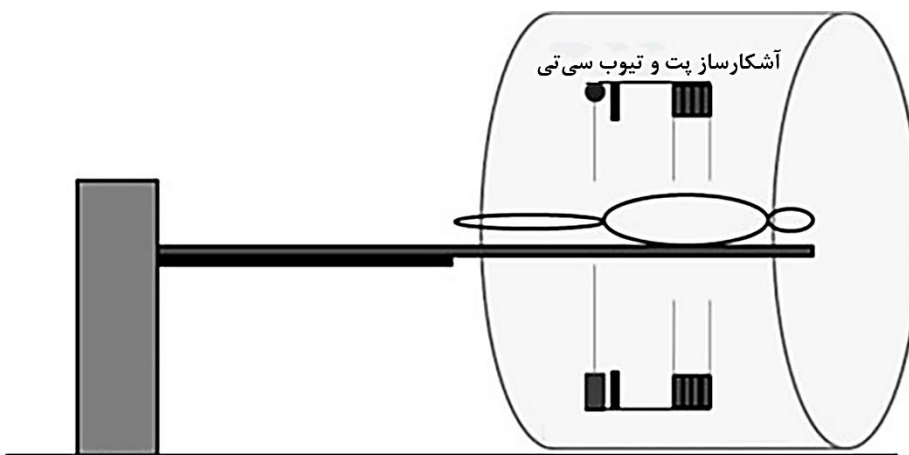
۵-۸-۵. تصویربرداری گیت کردن

تصاویر را می‌توان به صورت مسطح یا SPECT با انجام ECG در طول اسکن و سپس جداسازی و ترکیب تصاویر برای مراحل مختلف چرخه قلبی برای تشکیل یک تصویر دینامیک ترکیبی به دست آورد. این نوع اسکن برای اندازه‌گیری حرکت و جریان خون در قلب استفاده می‌شود.

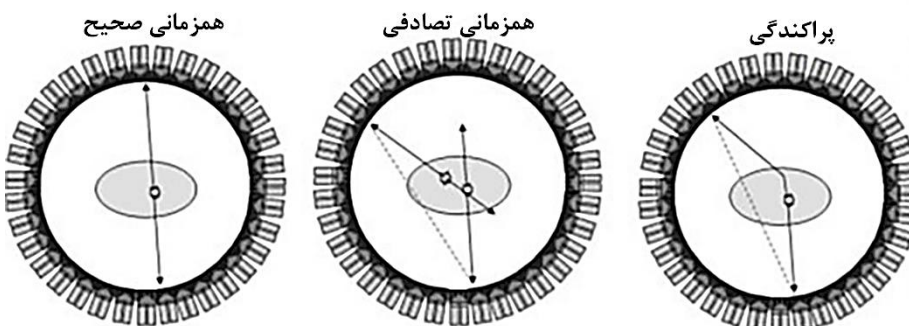
۵-۸-۲. PET-CT

تصویربرداری PET از ویژگی رادیونوکلئیدهای ساطع کننده پوزیترون استفاده می‌کند. یک رادیونوکلئید متداول برای PET فلوئور ^{18}F است که نیمه‌عمر آن ۱۱۰ دقیقه است. ^{18}F در سیکلوترون تولید می‌شود (برای اطلاعات بیشتر به IAEA و IPEM (2011b) و PET Physics, (۲۰۱۲) مراجعه کنید). توضیح دقیق تصویربرداری PET را می‌توان در "Physics in Nuclear Instrumentation and Scanners" (Phelps 2006) یا "Medicine" (Cherry et al. 2012) یافت. پوزیترون‌ها قبل از برخورد با الکترون و نابود شدن، مسافت کوتاهی را در بدن طی می‌کنند. در نتیجه فرایند نابودی، انرژی به صورت یک جفت فوتون 511 keV در جهت مخالف هم آزاد می‌شود. سپس این فوتون‌ها توسط حلقه‌ای از آشکارسازهای اطراف بیمار شناسایی می‌شوند (شکل ۵-۱۹). برای پذیرفته شدن، هر دو فوتون باید در محدوده انرژی مورد انتظار و در یک چارچوب زمانی مشخص شناسایی شوند (شکل ۵-۲۰). به دلیل عوامل متعدد دخیل در تصویربرداری PET، دوز دریافتی کارکنان عموماً بسیار بالاتر است و باید اقدامات سختگیرانه حفاظت در برابر پرتو از جمله استفاده از محافظ سربی اضافه انجام شود.

رایج‌ترین کاربرد PET-CT در بریتانیا، تصویربرداری ^{18}F -فلورودئوکسی گلوکز (FDG) برای تشخیص، مرحله بندی، مدیریت و ارزیابی پاسخ درمانی سرطان است. FDG مشابه گلوکز است که توسط تومورهای فعال متابولیکی جذب می‌شود. از آنجایی که قلب و مغز هم از نظر متابولیکی بسیار فعال هستند، پس از تجویز FDG از بیمار خواسته می‌شود تا در یک اتاق گرم استراحت کند تا از جذب توسط چربی قهوه‌ای و عضله جلوگیری شود و تومورهای فعال متابولیکی به وضوح دیده شوند.



شکل ۵-۱۹. نمای کلی PET که تختی را نشان می‌دهد که در داخل گانتتری حرکت می‌کند تا تصاویر سی‌تی را به دست آورد و در تعدادی موقعیت می‌ایستد تا انتشارات PET را به تصویر بکشد.



شکل ۵-۲۰. PET با تجزیه و تحلیل زمان و انرژی فوتون‌های شناسایی شده، رویدادهای واقعی را از سایر فوتون‌های پراکنده متمایز می‌کند.

خدمات PET توسط NHS بریتانیا سفارش داده می‌شود و بخش خصوصی و بیمارستان‌های NHS هر دو مجاز به ارائه پیشنهاد هستند. بنابراین، برخی از واحدهای PET توسط ارائه دهندگان NHS اداره می‌شوند، در حالی که اکثر آن‌ها از طریق شرکت‌های خصوصی مراقبت‌های بهداشتی اداره می‌شوند. در همه مراکز، تیم محلی فیزیک پزشکی MPE، مشاوران حفاظت از پرتو (RPA) و مشاوران پسماند رادیواکتیو (RWAs) مشاوره ارائه می‌دهند و پزشکان دارای مجوز IR(ME)R و MPE با هم برای بهینه‌سازی پروتکل‌های تصویربرداری کار می‌کنند.

آشکارسازهای PET معمولاً شامل بلورهای سوسوزن مبتنی بر بیسموت یا لوتسیم (Lu) جفت شده با PMT ها هستند. آشکارسازها در حلقه‌های متعددی قرار گرفته اند که دور بیمار می‌چرخند. حلقه‌های متعدد به اسکنر این اجازه را می‌دهد تا داده‌ها را در حجم گسترده‌ای از فضا (معمولاً حدود ۲۰ سانتی‌متر طول) بدست آورد. برای اسکن کل بدن، بیمار در یک موقعیت برای مدت زمان مشخصی اسکن می‌شود، قبل از اینکه تخت در فاصله تعیین شده‌ای حرکت کند و حجم دیگری اسکن شود. سپس در مرحله بازسازی تصویر، این چند "موقعیت تخت" با هم دیگر ترکیب می‌شوند.

اکثر اسکنرهای مدرن در حالت سه بعدی اجرا می‌شوند. این کار اجازه می‌دهد تا رویدادهای تصادفی بین حلقه‌های آشکارساز مختلف ثبت شود و حساسیت در حلقه‌های مرکزی به طور قابل توجهی افزایش یابد. با این حال، به دلیل هندسه، لبه‌های حلقه‌های بیرونی فقط می‌تواند در حالت دو بعدی اجرا شود. این بدان معناست که حساسیت در میدان دیدهای مختلف متفاوت است. به همین دلیل، اسکنرها معمولاً شامل مقداری همپوشانی بین موقعیت‌های تخت هستند.

آشکارسازها معمولاً در بلوک‌هایی از آشکارسازها قرار می‌گیرند که حلقه‌های متعددی را شامل می‌شوند. این آرایش مدولار (قطعه قطعه) به این معنی است که در صورت وجود ایراد، می‌توان به راحتی بخش‌ها را جایگزین کرد.

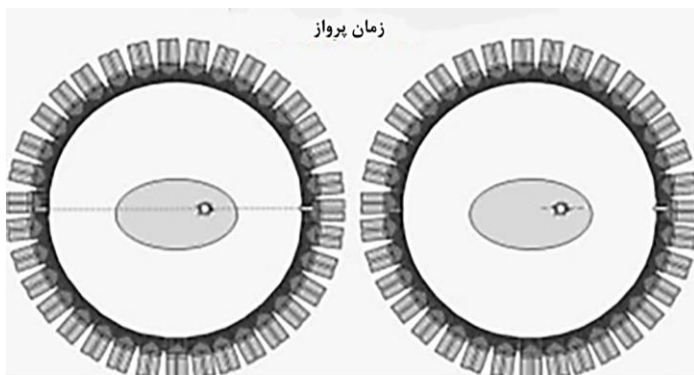
اطلاعات زمان پرواز^۱ (ToF) برای تخمین خواستگاه رویداد نابودی استفاده می‌شود (شکل ۵-۲۱). از آنجایی که دقت زمان‌بندی کریستال‌ها و وسایل الکترونیکی تنها می‌تواند هر رویداد نابودی را تا چند سانتی‌متر لوکالیزه کند، تجزیه و تحلیل ToF وضوح تصویر را بهبود نمی‌بخشد، اما ویژگی‌های نویز تصویر حاصل را با کاهش تعداد شمارش‌های اشتباه، بهبود می‌بخشد.

۵-۸-۳. تصویربرداری ترکیبی

تصویربرداری ترکیبی دوربین گاما یا اسکنر PET را با سی‌تی یا MR ترکیب می‌کند و تصویربرداری عملکردی را با جزئیات آناتومیک مرتبط می‌کند. این می‌تواند به شکل سی‌تی با

1. Time Of Flight

دوز بسیار کم برای تصحیح تضعیف فوتون (که در تصویربرداری PET مهم است) استفاده شود. تصحیح تضعیف از یک جدول مبنای تبدیل تصویر سی‌تی در واحدهای هانسفیلد به ضریب تضعیف در انرژی تصویربرداری PET یا SPECT استفاده می‌کند.



شکل ۵-۲۱. تصویر تجزیه و تحلیل زمان پرواز (ToF) در یک اسکنر PET. در تصویر سمت راست، منشأ فوتون‌های نابودی را می‌توان به یک ناحیه کوچک محدود کرد.

۵-۹. مدیریت تجهیزات دوربین‌های گاما و اسکنرهای PET/CT

دانشمندان بالینی در پزشکی هسته‌ای از نزدیک با طیف وسیعی از تجهیزات کار می‌کنند و انتظار می‌رود دوربین‌های گاما و اسکنرهای PET را آزمایش، تنظیم و کالیبره کنند و همچنین در صورت بروز مشکلات، عیوب را شناسایی کنند. در صورت شناسایی عیوب، ممکن است نیاز به تعویض قطعات و تعمیر یا کالیبراسیون توسط یک مهندس خدمات تخصصی داشته باشد.

همانطور که در بخش ۱-۷ توضیح داده شد، دانشمندان در کل چرخه حیات تجهیزات مشارکت دارند. این موارد شامل برقراری ارتباط با سایر متخصصان هنگام انتخاب تجهیزات جدید، آزمون پذیرش (که در آن اسکنر با مشخصات ذکر شده در هنگام خرید مقایسه می‌شود) و راه‌اندازی (برای تعیین مقادیر پایه، کالیبراسیون متقابل و آستانه عملکرد عادی) خواهد بود. هزینه و پیچیدگی تجهیزات به این معنی است که بیشتر دانشمندان در طول عمر شغلی خود فقط درگیر تعداد انگشت شماری از تاسیسات جدید خواهند شد. سیستم در حین استفاده به آزمون‌های QC منظم نیاز دارد. اینها را می‌توان به سه گروه آزمایش تقسیم کرد: عملکرد آشکارساز، عملکرد مکانیکی و عملکرد نرم‌افزار. همچنین دانشمندان در پایان عمر مفید آن تجهیزات را از بین خواهند برد.

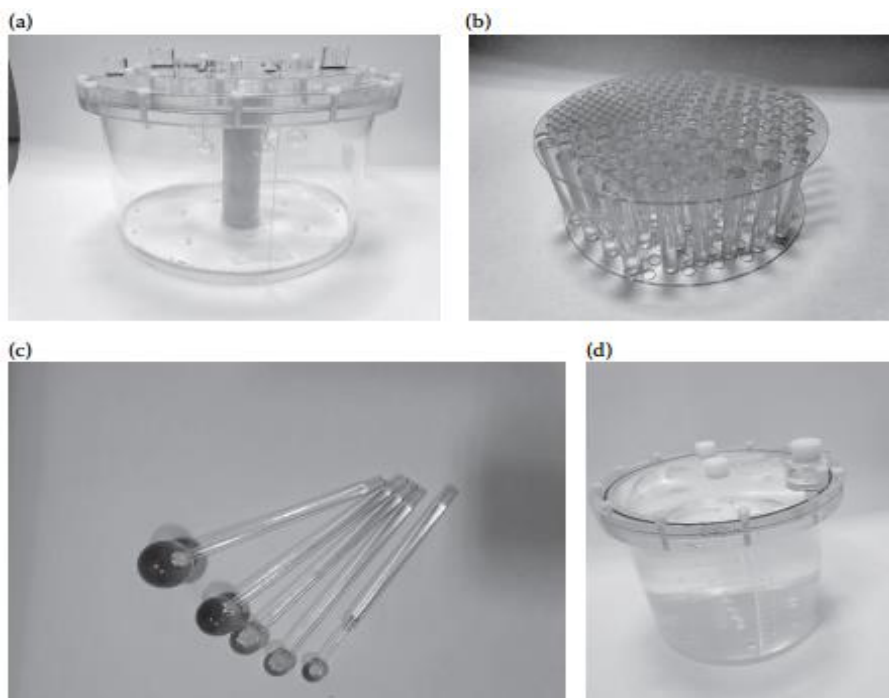
دستورالعمل‌های اندازه‌گیری عملکرد و بررسی‌های دوربین‌های گاما و اسکنرهای PET/CT در چندین سند توضیح داده شده است (جدول ۵-۴). استانداردهای NEMA^۱ (انجمن ملی تولیدکنندگان تجهیزات الکتریکی) برای پشتیبانی از طراحی و آزمایش تجهیزات توسعه یافته و منتشر شده است. استانداردهای آن‌ها برای طیف وسیعی از تجهیزات (حتی خارج از حیطه‌ی مراقبت‌های بهداشتی) نوشته شده است، اما این استانداردها به طور گسترده توسط دانشمندان در پزشکی هسته‌ای برای ایجاد روش‌ها و درک نتایج اندازه‌گیری شده در دوربین‌های گاما، سیستم‌های SPECT، سیستم‌های هیبریدی سی‌تی و اسکنرهای PET/CT استفاده شده‌اند. همچنین استانداردهای IEC و گزارش‌هایی توسط نهادهای حرفه‌ای مانند مؤسسه فیزیک و مهندسی پزشکی (IPEM) مستقر در بریتانیا و انجمن فیزیکدانان پزشکی آمریکا (AAPM) مستقر در ایالات متحده وجود دارد.

جدول ۵-۴. استانداردهای آزمایش و اندازه‌گیری تجهیزات در پزشکی هسته‌ای

سازمان	دوربین گاما	PET/CT
NEMA	"اندازه‌گیری عملکرد دوربین‌های گاما" (NEMA 2018a)	"اندازه‌گیری عملکرد انتشار پوزیترون توموگرافی (NEMA 2018b) «PET»"
IEC	"دستگاه‌های تصویربرداری رادیونوکلئید - ویژگی‌ها و شرایط آزمایش - قسمت ۲: دوربین‌های گاما برای تصویربرداری مسطح، کل بدن و SPECT" (IEC 2015)	"ابزارهای پزشکی هسته‌ای - آزمون‌های روتین - قسمت ۳: توموگرافی انتشار پوزیترون" (IEC 2018)
IAEA	"اطلس کنترل کیفیت برای سیستم‌های دوربین سوسون" (IAEA 2003)	
IPEM	"کنترل کیفیت دوربین‌های گاما و سیستم‌های کامپیوتری پزشکی هسته‌ای" (IPEM 2013a)	"تضمین کیفیت سیستم‌های PET و PET/CT" (IPEM 2013b)
EANM	"توصیه‌های معمول کنترل کیفیت برای ابزار پزشکی هسته‌ای" (EANM 2010)	"توصیه‌های معمول کنترل کیفیت برای ابزار پزشکی هسته‌ای" (EANM 2010)
ACR/AAPM	"استاندارد فنی برای نظارت بر عملکرد فیزیک پزشکی هسته‌ای دوربین‌های گاما" (ACR - AAPM 2018a)	"استاندارد فنی برای نظارت بر عملکرد فیزیک پزشکی هسته‌ای تجهیزات تصویربرداری PET/CT" (ACR - AAPM 2018b)

1. National Electrical Manufacturers Association

بسیاری از آزمایش‌ها نیاز به استفاده از منابع رادیواکتیو نقطه‌ای دارند که به صورت ویال یا سرنگ پر از مایع یا فانتوم آماده می‌شوند. فانتوم‌های پزشکی هسته‌ای معمولاً حاوی مجراهای توخالی هستند که می‌توانند با محلول آبی حاوی رادیونوکلئید پر شوند. تصویربرداری از فانتوم نقاط گرم و سرد کاملاً مشخصی را در تصویر ارائه می‌دهد (همانطور که قبلاً توسط فانتوم کبد ویلیام، نشان داده شد). همانطور که در شکل ۵-۲۲ نشان داده شده است، سایر فانتوم‌ها از میله‌ها و یا کره‌های با اندازه‌های مختلف برای تعیین وضوح تصویر استفاده می‌کنند. پر کردن فانتوم‌ها با منابع مایع غیرمحصور به خصوص زمانی که کولیماتورها از دوربین خارج شده باشند باید با احتیاط زیاد انجام شود. در عمل، از مواد جاذب (مانند بنچکوت) برای کاهش خطر آلودگی دوربین در صورت ریختن یا نشستی استفاده می‌شود. همچنین برنامه‌ریزی برای اینکه تمام آزمایشات مربوط به فانتوم در صورت امکان در یک روز انجام شود مفید است. هنگام ایجاد جدول زمانی برای انجام اندازه‌گیری‌های عملکرد، در دسترس بودن و تحویل ایزوتوپ‌ها نیز باید در نظر گرفته شود.



شکل ۵-۲۲. فانتوم‌های پرکننده برای ارزیابی کنتراست و وضوح تصویر استفاده می‌شود. (a) یک فانتوم IEC با NEMA برای ارزیابی منحنی‌های بازتابی کنتراست در PET و SPECT، (b) درج میله‌های Jaszczack برای اندازه‌گیری وضوح، (c) کره‌ها، و (d) خود فانتوم Jaszczack.

۵-۹-۱. آزمون پذیرش و راه اندازی

یکی از اولین کارهایی که بر روی اقلام جدید تجهیزات انجام می‌شود، آزمایش پذیرش برای تأیید این است که بررسی کنیم عملکرد سیستم با آنچه سازنده گفته مطابقت دارد. اغلب، راه اندازی در همان جلسه برای تعیین مقادیر پایه و تنظیم فاکتورهای کالیبراسیون انجام می‌شود.

مطالعه موردی: راه اندازی یک دوربین گاما

به عنوان بخشی از فرایند راه اندازی، یک دانشمند بالینی یک دوربین گاما دو سر را بررسی می‌کند. این بررسی‌ها شامل اندازه گیری ذاتی جریان است که شامل جمع آوری بیش از ۶۰ میلیون شمارش با استفاده از یک منبع نقطه‌ای کوچک است که روی محور آشکارساز در فاصله‌ای زیاد از آن قرار دارد. فاصله زیاد (بیش از پنج برابر اندازه میدان دید مفید^۱ [UFOV]) برای اطمینان از یکنواختی شار فوتون‌ها در سرتاسر آشکارساز استفاده می‌شود (شکل ۵-۲۳). مناطق مورد نظر همانطور که در استاندارد تعریف شده است، بر روی میدان دید مفید (UFOV) و بر روی میدان دید مرکزی^۲ (CFOV) قرار می‌گیرند. نتایج با مشخصات سازنده مقایسه شد و تفاوت‌ها قابل اغماض بود.

(a)



(b)



اشکارساز ۱

(c)



اشکارساز ۲

(d)

مشخصات سازندگان	UFOV		CFOV	
	Int	Diff	Int	Diff
	2.8	2.2	2.4	1.9
نتایج	D1 UFOV		D1 CFOV	
	Int	Diff	Int	Diff
	1.84	1.21	1.38	0.86
	D2 UFOV		D2 CFOV	
	Int	Diff	Int	Diff
	2.05	1.12	1.29	0.77

نتایج

شکل ۵-۲۳. (a) اندازه گیری یکنواختی ذاتی، تصاویر حاصل از (b) آشکارساز ۱ و (c) آشکارساز ۲. نتایج اندازه گیری‌ها در (d) برای میدان دید مفید (UFOV) و میدان دید مرکزی (CFOV)، که در آن "Int" و "Diff" به ترتیب یکنواختی‌های انتگرال و دیفرانسیل را نشان می‌دهند.

1. Useful Field of View
2. Central Field of View

۵-۹-۲. روتین کنترل کیفیت

بررسی‌های روزانه روی تجهیزات برای اطمینان از عملکرد صحیح آن‌ها انجام می‌شود. این کار معمولاً توسط پزشکان، تکنسین‌ها یا کارشناسان علوم مراقبت‌های بهداشتی (HCS) انجام می‌شود، اما نتایج اغلب توسط دانشمندان بالینی بررسی می‌شود. همچنین ممکن است دانشمندان بررسی‌های QC کمتر (چهارساله، دوساله یا سالانه) را انجام دهند که مستلزم زمان و دانش تخصصی بیشتر است. آزمایش‌های انجام شده به عنوان بخشی از بررسی‌های سالانه QC دوربین گاما در جدول ۵-۵ خلاصه شده است. دانشمندان در تنظیم پروتکل‌ها و دستورالعمل‌های کاری برای هر یک از این آزمایش‌ها مشارکت دارند. گزارشی از آزمایش‌ها باید تهیه شود تا به وضوح مشخص شود که کدام آزمون‌ها قبول یا رد شده‌اند و چه اقدام اصلاحی مورد نیاز است.

عملکرد آشکارساز:

- حساسیت
- یکنواختی
- وضوح فضایی
- وضوح انرژی
- عملکرد نرخ شمارش
- ثبت فضایی چند انرژی
- کالیبراسیون اندازه پیکسل

عملکرد فیزیکی و مکانیکی:

- مرکز چرخش
- حرکت تخت و اصلاحات حرکت تخت
- تراز کردن SPECT نسبت به CT
- محافظ آشکارساز
- حساسیت زاویه‌ای (محافظت الکترونیکی EM)
- حسگرهای لمسی، توقف‌های اضطراری، مکانیسم‌های کانتور

جدول ۵-۵. بررسی سالانه دوربین گاما و SPECT

آزمون QC	فانتوم یا منبع توصیه شده	رادیونوکلئید و اکتیویته
حساسیت سیستم	فانتوم حساسیت تولید داخل کشور (برای برآورده کردن توصیه‌های گزارش IPEM)	^{99m}Tc (50–70 MBq)
خطی بودن فضایی / وضوح کیفی	منبع جریان و ماسک انتقال سرب سوراخ عمودی	منبع جریان ^{57}Co
وضوح انرژی	منبع نقطه‌ای	^{99m}Tc (1 MBq) و ^{57}Co (منبع نشانگر)
ثبات فضایی چند پنجره ای	منبع نقطه‌ای تعدیل شده	^{67}Ga (1 MBq)
عدم یکنواختی سیستم WB	منبع جریان	منبع جریان ^{57}Co
تصحیح زمان اکسپوزر WB	منبع جریان	منبع جریان ^{57}Co
عملکرد SPECT - یکنواختی کیفی، وضوح، ثبت SPECT/CT	فانتوم Jaszczak	^{99m}Tc (400 MBq)
جریان خارج از پیک	منبع QC روزانه	^{99m}Tc (1 MBq)
وضوح فضایی ذاتی	بلوک برنجی با شکاف ۰٫۵ میلی‌متری، لوله موبرگی (و ورقه سربی برای پوشاندن دوربین)	^{99m}Tc (۰٫۵ میلی لیتر مایع شستشو در سرنگ ۱ میلی لیتری)
وضوح فضایی سیستم	بلوک Perspex با قطر داخلی کانول ۱×۲ میلی‌متر	^{99m}Tc 700 MBq/ml یا ۰٫۵ میلی لیتر آب شسته شده اضافه شده به کانولا)
تراز سیستم	۳ منبع نقطه‌ای با قطر کمتر از ۲ میلی‌متر (روش NEMA)	^{99m}Tc (فعالیت ۳ منبع نقطه‌ای باید تفاوت کمتر از ۱۰٪ داشته باشد)
وضوح فضایی SPECT	فانتوم خطی SPECT	^{99m}Tc (۰٫۵ میلی لیتر مایع شستشو)
وضوح فضایی سیستم WB	بلوک Perspex با قطر داخلی کانول ۱×۲ میلی‌متر	^{99m}Tc (۰٫۵ میلی لیتر آب شسته شده اضافه شده به کانولا)
طیف و یکنواختی موادی بغیر از ^{99m}Tc	منبع نقطه‌ای به صورت QC معمولی	^{67}Ga , ^{123}I , ^{131}I , ^{111}In (1 MBq)
عملکرد نرخ شمارش	۱ یا ۲ منبع نقطه‌ای در فرم QC معمولی	^{99m}Tc یک منبع در 200 MBq و دو منبع در 120 MBq)
تغییرات عملکرد با زاویه گنتری	منبع نقطه‌ای به صورت QC معمولی	^{99m}Tc (1 MBq)
اندازه پیکسل	فانتوم سوراخ دار تولید (داخل کشور)	^{99m}Tc (حاوی قطره‌ای از مایع شستشو در هر سوراخ)
اندازه‌گیری سرعت تخت	منبع نقطه‌ای	^{99m}Tc (1 MBq)
نشستی محافظ آشکارساز	منبع نقطه‌ای در ظرف محافظ تولید داخل با سوراخ ۵ میلی‌متری	^{99m}Tc (50–70 MBq), ^{131}I (550 MBq)

عملکرد نرم‌افزار:

- سیستم‌های تصحیح تضعیف
- الگوریتم‌های بازسازی
- کالیبراسیون و تنظیم کردن

۵-۱۰. بهینه‌سازی پارامترهای تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای

یک نقش مهم دانشمند بالینی در پزشکی هسته‌ای، همکاری با رادیولوژیست‌ها و کارکنان اسکن برای بهینه‌سازی پارامترهای تصویربرداری است. این کار بر اساس دستورالعمل انجام می‌شود، اما باید تجهیزات تصویربرداری مورد استفاده، نرم‌افزار پردازش تصویر موجود، اکتیویه توزیع شده و شاخص‌های گروه بیمار یا ارجاعات را نیز در نظر بگیرد.

فانتوم‌های مختلفی برای اندازه‌گیری و بهینه‌سازی عملکرد اسکن در دسترس هستند. برخی از فانتوم‌ها ویژگی‌های استاندارد شده‌ای دارند (مانند کره‌هایی با اندازه شناخته شده) که می‌توانند برای اندازه‌گیری و مقایسه عملکرد استفاده شوند. در حالی که بقیه ی فانتوم‌ها شبیه‌تر به انسان‌ها هستند، بنابراین می‌توانند شکل اندام‌های مورد علاقه مانند ریه‌ها، قلب و مغز را تقلید کنند. اکثر فانتوم‌ها از اکریلیک ساخته شده‌اند و دارای یک یا چند بخش قابل پر شدن هستند. برخی دارای بخش‌های جامد و/یا پر شده از هوا برای تقلید بافت‌های با تراکم بالاتر یا پایین‌تر هستند. گزیده‌ای از فانتوم‌های رایج و کاربرد آن‌ها به شرح زیر است.

۵-۱۰-۱. کیفیت تصویر فانتوم NEMA/IEC NU2

این مورد در PET برای تعیین بازیابی کنتراست، همانطور که توسط NEMA (2018b) شرح داده شده است، استفاده می‌شود. این فانتوم شامل یک ساختار نیمه انسان‌نما، بخش مرکزی با چگالی کم و یک سری از کره‌های قابل پر شدن با اندازه‌های مختلف است (شکل ۵-۲۲(a)). نمونه‌ای از منحنی بازیابی کنتراست که توسط این فانتوم اندازه‌گیری شده است در بخش ۵-۱۱-۱ نشان داده شده است. بخش غیرفعال و با چگالی کم موجود در مرکز امکان بررسی الگوریتم‌های تصحیح تضعیف و پراکندگی را فراهم می‌کند.

۵-۱۰-۲. فانتوم JASZCZAK

این فانتوم استوانه‌ای که به نام دانشمندی که آن را طراحی کرده نامگذاری شده است، معمولاً برای اندازه‌گیری عملکرد SPECT استفاده می‌شود و همچنین می‌تواند برای اسکنرهای PET نیز استفاده شود (شکل ۵-۲۲(d)). علاوه بر این برای چندین آزمون عملکرد تعریف شده در پروتکل‌های کنترل کیفی IPEM و ACR استفاده می‌شود (بخش ۵-۹-۲ برای QA را ببینید). همچنین تغییرات کمی در این طرح استوانه‌ای استاندارد وجود دارد. و دارای طیف وسیعی از سوراخ‌ها برای جاگذاری دوزیمتر است از جمله:

- مجموعه میله‌های اکریلیک جامد - شکل ۵-۲۲(b)
- مجموعه‌ای از کره‌های اکریلیک جامد با اندازه‌های مختلف - شکل ۵-۲۲(c)
- مجموعه‌ای از کره‌های اکریلیک پر شونده در اندازه‌های مختلف
- نگه دارنده منبع نقطه‌ای یا منبع خطی - شکل ۵-۲۲(d)

شکل ۵-۲۲(d) فانتوم را با چشمه‌های نقطه‌ای در موقعیت در مقابل پس زمینه‌ای یکنواخت نشان می‌دهد. این فانتوم برای اندازه‌گیری عملکرد تصویربرداری SPECT یا PET در مقایسه با خط مرجع یا اسکنرهای مختلف استفاده می‌شود. از کره‌ها می‌توان برای اندازه‌گیری بازیابی کنتراست استفاده کرد. بخش‌های میله را می‌توان برای وضوح کیفی استفاده کرد. منابع خطی یا نقطه‌ای برای اندازه‌گیری قدرت تفکیک بازسازی شده و از بخش پر از مایع یکنواخت برای اندازه‌گیری نویز استفاده می‌شود. بخش اکتیویته یکنواخت نیز برای شناسایی غیریکنواختی‌ها در عملکرد آشکارساز مسطح مفید هستند.

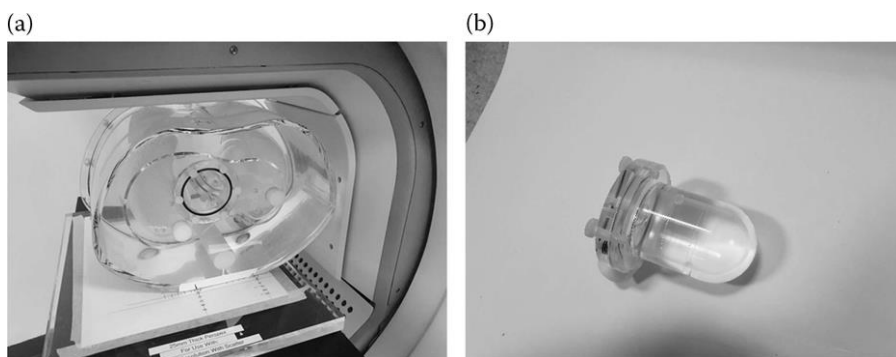
۵-۱۰-۳. فانتوم بالا تنه شبیه سازی شده انسان

(ANTHROPOMORPHIC TORSO)

فانتوم بالاتنه انسانی شامل بخش‌های ریه، کبد، ستون فقرات و قلب در اشکال و اندازه‌های واقعی است. ستون فقرات از مواد با چگالی بالاتر برای تقلید از استخوان ساخته شده است. حجم‌های ریه با توپ‌های پلی استایرن و آب پر می‌شوند تا چگالی کمتر بافت ریه را تقلید کنند. قسمت کبد و قلب را می‌توان با غلظت‌های اکتیویته متفاوت پر کرد و در مدل قلبی می‌توان نقایصی در میوکارد اضافه کرد. شکل ۵-۲۴(a) فانتومی را نشان می‌دهد که روی یک اسکنر اختصاصی قلب حالت جامد تصویربرداری شده است. شکل ۵-۲۴(b) نمای نزدیک از قسمت قلب را ارائه می‌دهد که برای تقلید فعالیت در میوکارد بطن چپ، و/یا داخل خود بطن

چپ استفاده می‌شود. تصاویر فانتوم به دست آمده برای بهینه‌سازی پردازش تصویر مفید هستند.

به دلیل عدم همگنی تضعیف، پراکندگی و تمرکز فعالیت، این فانتوم به ویژه برای بررسی الگوریتم‌های بازسازی و تکنیک‌های تصحیح تصویر مفید است.



شکل ۵-۲۴. نمونه‌هایی از (a) یک فانتوم انسان نما که برای بررسی‌های کنترل کیفی SPECT و PET و بهینه‌سازی تصویر استفاده می‌شود و (b) شی، تقلیدکننده ساختار قلب.

۵-۱۰-۴. فانتوم مغز

یک فانتوم شبیه ساز پرفیوژن مغز برای شبیه سازی تصویربرداری از مغز PET و SPECT استفاده می‌شود و اغلب با نام تجاری "هافمن" از آن یاد می‌شود. این فانتوم شامل یک سری ورق اکریلیک با بخش‌های بریده شده است. اینها برای ایجاد یک حفره پیوسته که شکل شیارها و برجستگی‌های مغز را تقلید می‌کند، روی هم چیده شده‌اند. ورق‌های اکریلیک نازک‌تر از ضخامت مقطع اسکن هستند، بنابراین با تغییر برش‌های بین اسلایس‌ها، فانتوم می‌تواند تفاوت‌های تراکم جذب در ماده خاکستری و سفید را به دلیل اثر حجم جزئی تقلید کند.

یکی دیگر از فانتوم‌های مغزی که معمولاً در PET و SPECT استفاده می‌شود، فانتوم striatum است که شامل یک حجم یکنواخت مغز، با چهار ساختار داخلی قابل پر شدن است که اندازه و شکل چهار بخش striata و هسته کودیت چپ و راست و هسته پوتامن چپ و راست را تقلید می‌کند. این فانتوم برای شبیه سازی آیوفلوپان (ioflupane)، IBZM و سایر داروها که به striata متصل می‌شوند استفاده می‌شود. حجم مغز در مدل انسانی سر و گردن نصب شده است.

۵-۱۰-۵. بهینه‌سازی پروتکل

بهینه‌سازی پروتکل یک فرایند مشترک شامل MPE و پزشک است و اغلب شامل تکنولوژیست و رادیو داروساز نیز می‌شود. فرایند بهینه‌سازی، کل فرایند از معیارهای انتخاب/ارجاع بیمار تا گزارش را در بر می‌گیرد.

بهینه‌سازی حاصل شده یک فرایند تعادل بخشی است که شامل عوامل متعددی مانند کیفیت تصویر، دوز بیمار و سرعت اکتساب است. از آنجایی که سرعت اسکن اغلب توسط فارماکوکینتیک رادیودارو یا برای توزیع‌های ثابت‌تر، مدت زمانی که بیمار می‌تواند ثابت بماند، تعیین می‌شود. این معمولاً کمترین دوزی است که می‌توان تجویز کرد و در عین حال حداقل اطلاعات بالینی مورد نیاز را به دست آورد.

در تصویربرداری SPECT، این شامل انتخاب پارامترهای اکتساب (کولیماتور، موقعیت‌یابی دوربین، حرکت دوربین، زمان تصویر برداری، ماتریس تصویر، زمان‌بندی مراحل دینامیک و/یا گیت) می‌شود.

مراحل پردازش تصویر ممکن است شامل فیلتر مکانی و/یا زمانی، اندازه‌گیری ناحیه یا حجم مورد علاقه، و بازسازی 3D/4D باشد. جدول ۵-۶ پارامترهای بهینه شناسایی شده برای کل بدن و تصویربرداری SPECT از استخوان‌ها را نشان می‌دهد.

۵-۱۱. پردازش تصویر

هنگامی که تصاویر به دست آمد، قبل از تفسیر و گزارش توسط رادیولوژیست، پردازش جزئی تصاویر ضروری است. برای تصاویر مسطح یا ایستا، ممکن است نیاز به نشانه‌گذاری تصاویر، به عنوان مثال، "چپ"، "راست"، "قدامی" یا "خلفی" باشد. برخی از مطالعات، به عنوان مثال، رنوگرام‌ها و مطالعات تخلیه معده، به تجزیه و تحلیل فعالیت در ROIهای خاص برای تخمین جذب در اندام‌های مورد نظر نیاز دارند. پردازش محاسباتی بیشتر فعالیت به عنوان تابعی از زمان می‌تواند اندازه‌گیری‌های فیزیولوژیکی مانند میانگین زمان عبور و عملکرد نسبی را ارائه دهد (به IPED (2011a) و Cherry و همکاران (۲۰۱۲) مراجعه کنید). سازندگان دوربین اغلب بسته‌های نرم‌افزاری تجاری را برای پردازش و استخراج داده‌های مورد نیاز ارائه می‌دهند. این بسته‌های نرم‌افزار پزشکی باید دارای علامت CE باشند.

نرم‌افزار داخلی نیز می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد، اما برای مطابقت با الزامات مقررات تجهیزات پزشکی که در بخش ۱-۷ توضیح داده شده است، باید آزمایش‌های دقیقی انجام شود.

تصاویر SPECT و PET برای تولید تصاویر سه بعدی نیاز به پردازش دارند. دو روش معمولاً برای بازسازی تصاویر سه بعدی استفاده می‌شود: طرح پس‌پروجکشن فیلترشده (FBP) و بازسازی تکرارشونده. برای اطلاعات بیشتر در مورد بازسازی تصویر، به گزارش IPEM 100 در مورد تکنیک‌های ریاضی در پزشکی هسته‌ای (IPEM 2011a) مراجعه کنید. پردازش نیز باید برای استفاده مورد نظر بهینه شود. به عنوان مثال، افزایش تعداد تکرارهای مورد استفاده برای بازسازی تکراری، جزئیات و دقت بالاتر تصاویر را فراهم می‌کند، اما چنین تصاویری معمولاً بسیار نویزی و برای گزارش نامناسب هستند. برعکس، تصاویر مورد نیاز برای گزارش تصویری تکرارها و/یا فیلترهای هموارسازی کمتری خواهند داشت. دانشمندان بالینی برای بهینه‌سازی کیفیت تصویر با رادیولوژیست‌ها همکاری نزدیک دارند.

بازسازی تکراری از نظر محاسباتی محاسباتی‌تر از FBP است. برای پرداختن به این موضوع، اغلب از یک تغییر در فرایند تکراری استاندارد به نام حداکثر سازی انتظارات زیرمجموعه‌های مرتب^۱ (OSEM) استفاده می‌شود. در این روش فقط از زیر مجموعه‌ای از تصاویر برای تکرار اول استفاده می‌شود. تکرار دوم از زیر مجموعه متفاوتی از تصاویر استفاده می‌کند و غیره. به این ترتیب، تخمین توزیع اکتیویته به‌مراتب سریع‌تر از تکنیک‌های بازسازی تکراری استاندارد به‌روزرسانی می‌شود و تصویر سریع‌تر همگرا می‌شود. بازسازی با پنج تکرار با استفاده از ده زیر مجموعه نتایج مشابهی با ۵۰ تکرار و یک زیر مجموعه (یعنی بازسازی تکراری استاندارد) به دست می‌دهد.

همچنین طیف وسیعی از تصحیحات تصویر وجود دارد که می‌توانند در طول فرایند بازسازی تکراری اعمال شود. همانطور که در جدول ۵-۷ خلاصه شده است، این موارد به برخی از فرایندهای تخریب تصویر اجازه می‌دهند تا در تصویر بازسازی شده مدل سازی و جبران شوند. در مورد بسته‌های بازیابی وضوح باید احتیاط کرد، زیرا ممکن است آرتیفکت‌هایی را به تصویر وارد کنند و موارد مثبت کاذبی نشان دهند. به همین ترتیب، نرم‌افزار فیلتر کردن و سرکوب نویز نیز ممکن است نقص‌های کوچک‌تر را بپوشاند که منفی کاذب است.

جدول ۵-۶. پارامترهای بهینه برای کل بدن و تصویربرداری SPECT از استخوان‌ها

تمام بدن	
جریان کار	استخوان‌های تمام بدن
جهت‌گیری	ابتدا پاها، خوابیده به پشت. پشتیبانی اختیاری زانو
بزرگ نمایی	۱*
کولیماتور	کم انرژی وضوح بالا (LEHR)
پنجره انرژی	140 (7.5%± پنجره انرژی)
سایز ماتریس	۱۰۲۴*۲۵۶
سرعت اسکن	۱۰ سانتی‌متر بر دقیقه
نما، چشم انداز	جلو و عقب
فاصله تا آشکار ساز	کانتور خودکار
SPECT	
جهت‌گیری	ابتدا پاها، خوابیده به پشت. آشکارسازها در منطقه مورد علاقه اول سر، خوابیده به پشت. باید از تکیه گاه سر سازگار با سی‌تی استفاده کرد. پشتیبانی اختیاری زانو
SPECT یک تخت	
بزرگ نمایی	۱*
کولیماتور	کم انرژی وضوح بالا (LEHR)
پنجره انرژی	140 (10%± پنجره انرژی)
اندازه ماتریس	۱۲۸*۱۲۸
جهت چرخش	CW، زاویه شروع ۰ درجه، پیکربندی آشکارساز ۱۸۰ درجه
وضعیت توقف	۷ ثانیه در هر موقعیت
نما، چشم انداز	۱۲۸ نما (۶۴ نما در هر آشکارساز) در طی ۳۶۰ درجه.
فاصله تا آشکار ساز	کانتور خودکار (مطمئن شوید که موقعیت بیمار به آشکارساز اجازه می‌دهد تا حد ممکن به بیمار نزدیک شود)
SPECT دو تخت	
بزرگ نمایی	۱*
کولیماتور	کم انرژی وضوح بالا (LEHR)
پنجره انرژی	140 (10%± پنجره انرژی)
اندازه ماتریس	۱۲۸*۱۲۸
جهت چرخش	CW، زاویه شروع ۰ درجه، پیکربندی آشکارساز ۱۸۰ درجه
وضعیت توقف	۷ ثانیه در هر موقعیت
نما، چشم انداز	۱۲۸ نما (۶۴ نما در هر آشکارساز) در طی ۳۶۰ درجه.
فاصله تا آشکار ساز	کانتور خودکار (مطمئن شوید که موقعیت بیمار به آشکارساز اجازه می‌دهد تا حد ممکن به بیمار نزدیک شود)

جدول ۵-۷. تعاملات فیزیکی، تاثیر بر روی تصاویر، و اصلاحات اعمال شده برای بهبود کیفیت تصویر

اثر فیزیکی	تاثیر بر روی تصاویر	روش تصحیح	پیاده‌سازی عملی
تضعیف فوتون‌های گاما	کاهش تعداد در تصویر بازسازی شده تمایل به غیر یکنواختی در سراسر بدن دارد. این امر می‌تواند منجر به این شود که مناطق جذب یکنواخت به عنوان غیر یکنواخت تجسم شوند. کمی سازی نادرست	تخمینی (تصحیح تغییر) اندازه‌گیری شده (برای SPECT و PET) محاسبه شده (برای PET-MR)	همه بسته‌های تجاری امکان تصحیح Chang را برای SPECT یا منبع انتقال یا معمولاً یک اسکتر سی تی را می‌دهند. اکثر اسکترهای PET فعلی شامل یک اسکتر سی تی هستند. با استفاده از توالی MR بهینه شده و جدول جستجو
فوتون‌های پراکنده	فوتون‌های پراکنده در موقعیت "اشتباه" تصویر می‌شوند و به نویز تصویر می‌افزایند. وضوح بیشتر به عنوان قسمت‌هایی از بدن با جذب کم یا صفر دیده می‌شود که همچنان فعالیت را در تصویر بازسازی شده نشان می‌دهد.	این کار را می‌توان با استفاده از اندازه‌گیری‌های پنجره پراکنده تخمین زد. همچنین می‌توان با استفاده از داده‌های CT مدل سازی کرد.	اکثر سیستم‌های SPECT امکان تصحیح پراکندگی پنجره انرژی دوگانه یا سه‌گانه را در تصویربرداری SPECT فراهم می‌کنند. یک تولید کننده از مدل مونت کارلو برای تخمین سهم پراکندگی استفاده می‌کند. اسکترهای PET تمایل به مدل سازی عملکرد پراکندگی دارند.
اعوجاج هندسی	کولیماتورهای SPECT وضوح متفاوتی با فاصله از آشکارساز ارائه می‌دهند. عمق اینترکشن در PET منجر به کاهش وضوح به سمت لبه FOV می‌شود	ویژگی‌های هندسی کولیماتورهای SPECT و گنتری PET و کریستال‌ها ثابت هستند و بنابراین می‌توان آن‌ها را در الگوریتم‌های بازسازی مدل سازی کرد.	در تصویربرداری SPECT به این "بازیابی وضوح" یا "DOSEM" می‌گویند. علیرغم نام، اصل اصلی نرم‌افزار بازیابی وضوح افزایش کنتراست و کاهش نویز است. در SPECT کاهش نویز برای کاهش قرار گرفتن در معرض تابش و/یا زمان اسکن استفاده شده است. در PET، این یک بازسازی عملکرد نقطه‌ای (PSF) است. استفاده از اصلاحات PSF در PET وضوح بالاتر، کنتراست بالا، تصاویر با وضوح یکنواخت تولید می‌کند.
نویز تصویر	تمام داده‌های به‌دست‌آمده از پزشکی هسته‌ای دارای نویز هستند و این نویز می‌تواند از طریق فرایند بازسازی بیشتر شود.	معیارهای نویز را می‌توان در مراحل بازسازی برای جلوگیری از همگرایی بیش از حد فرایند تکراری گنجانده.	آمار بیزی (Bayesian) در هر دو تحقیق SPECT و PET استفاده شده است. نرم‌افزار QClear از جنرال الکتریک از این رویکرد استفاده می‌کند.

۵-۱۱-۱. کمی سازی تصویر در پزشکی هسته‌ای

مقدار جذب استاندارد^۱ (SUV) در PET (و اخیراً SPECT) برای تشخیص، مرحله بندی و اندازه‌گیری پاسخ درمانی استفاده می‌شود. این یک اندازه‌گیری جذب نیمه کمی است. جذب ماده ردیاب در حجم مورد نظر (به عنوان مثال یک تومور) در تصاویر SPECT یا PET بر حسب kBq/ml اندازه‌گیری می‌شود. این بر اکتیویته تزریقی تقسیم می‌شود تا کسری از اکتیویته تزریق شده در هر میلی لیتر بدست آید. سپس این رقم به توده بدن (یا گاهی اوقات توده بدنی ضعیف) نرمال سازی می‌شود. توجه داشته باشید که یک تصحیح فروپاشی بر روی شکل جذب ردیاب (برگرفته از داده‌های تصویر) یا اکتیویته تزریق شده اعمال می‌شود. در حالت خاص توزیع اکتیویته یکنواخت بدون دفع، در بافت با چگالی واحد (۱ گرم بر میلی لیتر)، SUV برابر است با:

$$\text{SUV} = \frac{\text{ردیاب ماده جذب}}{\text{وزن واحد در اکتیویته}}$$

که در آن SUV به طور کلی بر حسب گرم در میلی لیتر، جذب ردیاب بر حسب اکتیویته kBq.ml بر حسب MBq و وزن بر حسب کیلوگرم ذکر شده است. مقادیر SUV به عوامل متعددی بستگی دارد که باید ثابت نگه داشته شوند تا امکان مقایسه مطمئن SUVها فراهم شود. این موارد شامل:

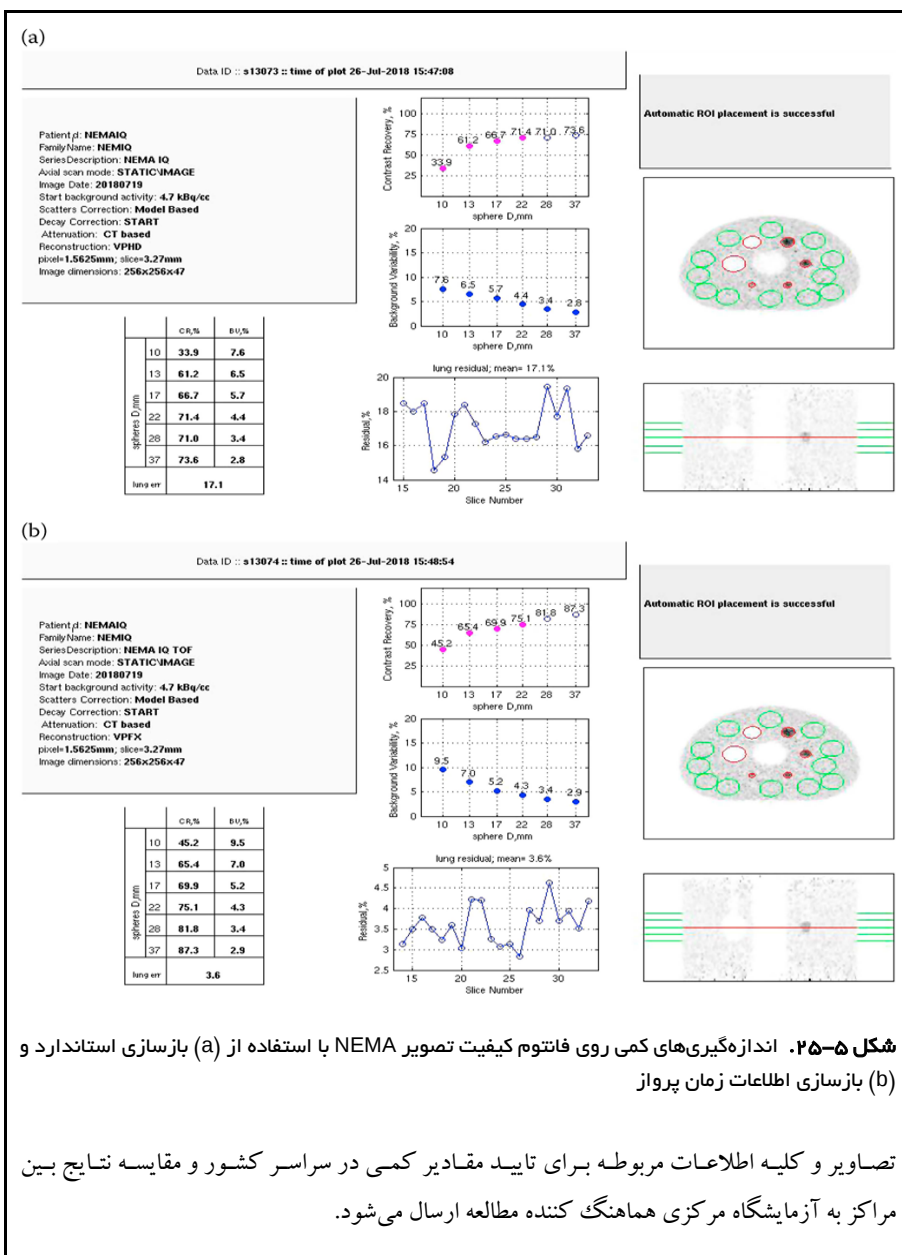
- بافت مورد اندازه‌گیری
- رادیودارو
- تاخیر بین تزریق و زمان اسکن
- کیفیت تصویر (به عنوان مثال وضوح و نویز، که به روش بازسازی و هر تکنیک تصحیح تصویر اعمال شده بستگی دارد)
- عادت بیمار - برای بیماران چاق ممکن است از توده بدون چربی بدن استفاده شود
- تداخلات دارویی یا فیزیولوژیکی (مثلاً گلوکز در گردش می‌تواند بر جذب FDG تأثیر بگذارد).

مطالعات متعددی این اثرات را در PET بررسی کرده‌اند و بسیاری از آن‌ها را می‌توان برای کمی‌سازی SPECT به کار برد. یکی از زمینه‌هایی که SUV می‌تواند بسیار مفید باشد، پایش SUV قبل و بعد از درمان است. از آنجایی که بسیاری از عوامل فوق ثابت هستند، می‌توان از اندازه‌گیری‌های SUV برای ارزیابی اینکه آیا یک عامل درمانی کار می‌کند یا نه، استفاده کرد.

مطالعه موردی: حمایت از مطالعات پژوهشی

به عنوان بخشی از یک تحقیق چند مرکزی، دانشمند برنامه‌ریزی کرد که بتوانند فانتوم کیفیت تصویر NEMA را روی اسکنر PET/CT اسکن کند. فرایند پر کردن فانتوم توسط سایت تحقیقاتی اصلی تعریف می‌شود، اما معمولاً از پروتکل‌های بالینی شرح داده شده در بخش ۴-۵ پیروی می‌کند. پروتکل‌ها نه تنها یک نسبت اکتیویته در فانتوم (معمولاً نسبت هدف ۴:۱) بلکه همچنین غلظت اکتیویته در زمان اسکن (معمولاً ۴,۷ Bq/ml در حجم پس زمینه) را مشخص می‌کنند. از آنجایی که واپاشی F-18 سریع است (تقریباً ۱۰ درصد واپاشی هر ۱۵ دقیقه) باید مدت زمانی که برای آماده سازی و پر کردن فانتوم طول می‌کشد را در نظر گرفت.

فانتوم با استفاده از تنظیمات تعیین شده در پروتکل تحقیق اسکن و بازسازی شد. این پارامترها باید برای هر پروژه ثابت شوند زیرا تغییرات در آن‌ها کیفیت تصویر و دقت کمی را تغییر می‌دهد. بنابراین، تصاویر باید با و بدون فاکتورهای تصحیح تصویر خاص (مانند ToF) بازسازی شوند تا اطمینان حاصل شود که تصاویر به دست آمده مناسب هستند. تصاویر برای دقت کمی مطلق باید بررسی شوند، کنتراست تصویر به عنوان تابعی از اندازه شی، و نویز تصویر با استفاده از ارقام مربوط به حجم مورد نظر تجزیه و تحلیل می‌شوند (شکل ۵-۲۵a) و (b).



اندازه‌گیری‌های SUV تحت تاثیر اندازه جسم قرار می‌گیرند، و اجسام کوچک‌تر نسبت به اجسام بزرگ‌تر اکتیویته کمتری نشان می‌دهند. این اثر را می‌توان با استفاده از یک فانتوم

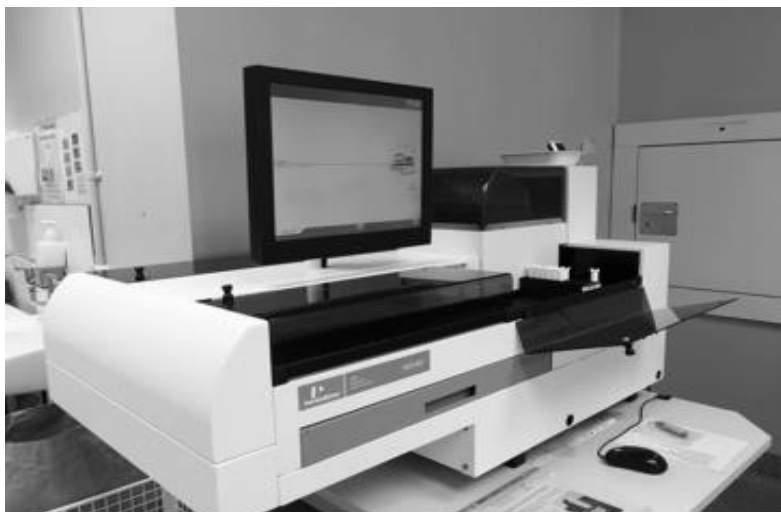
استاندارد اندازه‌گیری کرد همانطور که در شکل ۵-۲۴ نشان داده شده است و در "امکان هماهنگ سازی عملکرد سیستم‌های پیشرفته PET/CT" توسط Kaalep و همکارانش توضیح داده شده است. (۲۰۲۰). کنتراست اندازه‌گیری شده از تصاویر (با استفاده از ROI نشان داده شده در شکل ۵-۲۵) را می‌توان با کنتراست شناخته شده برای کره‌های با اندازه‌های مختلف مقایسه کرد. "بازیابی کنتراست" درصد کنتراست واقعی است که در تصاویر اندازه‌گیری می‌شود. نویز تصویر را می‌توان به عنوان تغییر در پس زمینه از ROI‌های ترسیم شده بر روی اکتیویته یکنواخت پس زمینه اندازه‌گیری کرد. این به دانشمندان بالینی اجازه می‌دهد تا به طور مستقیم تنظیمات و الگوریتم‌های بازسازی مختلف را با هم مقایسه کنند. این تکنیک همچنین برای اطمینان از کیفیت تصویر معادل در اسکن‌های مختلف زمانی که تصاویر در آزمایش‌های چند مرکزی استفاده می‌شوند، استفاده می‌شود.

۵-۱۲. آزمون‌های رادیونوکلید غیر تصویربرداری

۵-۱۲-۱. نرخ فیلتراسیون گلومرولار^۱

رایج‌ترین آزمون تشخیصی غیر تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای، اندازه‌گیری عملکرد کلیه بیمار، به ویژه میزان فیلتراسیون گلومرولی (GFR) است. دانشمندان بالینی مستقیماً در اندازه‌گیری و محاسبه این مطالعات نقش دارند و اغلب نتایج این آزمایشات را گزارش می‌کنند. نتیجه GFR توسط پزشکان برای ارزیابی مناسب بودن اهداکنندگان بالقوه کلیه و برای نظارت بر عملکرد کلیه در بیماران مبتلا به بیماری کلیوی استفاده می‌شود. اندازه‌گیری‌های GFR نیز توسط انکولوژیست‌ها برای محاسبه دوز شیمی‌درمانی که به بیماران داده می‌شود، استفاده می‌شود. بنابراین، دقت و تکرارپذیری این آزمون‌ها بسیار مهم است.

برای اندازه‌گیری GFR، مقدار مشخصی از رادیواکتیویته به بیمار داده می‌شود و نمونه‌های خون در فواصل زمانی مشخص در چند ساعت گرفته می‌شود. مقدار رادیواکتیویته خون با استفاده از شمارنده نمونه اندازه‌گیری می‌شود (شکل ۵-۲۶). این ارقام اجازه می‌دهد تا میزان استخراج از خون محاسبه شود (میزان کاهش رادیواکتیویته مشخص شود). اطلاعات بیشتر در مورد این آزمایشات در BNMS "راهنماهای بالینی" (BNMS 2020) ارائه شده است. تعداد برای یک پنجره انرژی معین در یک دوره زمانی مشخص اندازه‌گیری می‌شود.



شکل ۵-۲۶. یک شمارنده گاما

شمارنده‌های گاما (همچنین به عنوان شمارنده نمونه نیز شناخته می‌شوند) دستگاه‌های اندازه‌گیری بسیار حساسی هستند که از یک کریستال NaI متصل به PMT تشکیل شده‌اند. کریستال معمولاً فضایی در داخل خود دارد که نمونه می‌تواند در آن قرار گیرد، به طوری که نمونه تقریباً به طور کامل توسط کریستال احاطه شده است. این کار امکان تشخیص تقریباً تمام فوتون‌های گامای ساطع شده را فراهم می‌کند، بنابراین می‌توان از این تنظیمات برای اندازه‌گیری نمونه‌های با اکتیویته بسیار کم (تا حدود ۱۰۰ Bq) استفاده کرد. عواملی مانند سایر منابع موجود در اتاق و بیماران رادیواکتیو که در حین شمارش از کنار آن‌ها عبور می‌کنند، به دلیل حساسیت آشکارساز می‌توانند بر نتایج تأثیر بگذارند. از آنجایی که شمارنده بسیار حساس است، اندازه‌گیری‌ها نیز حساس به خطاهای نرخ شمارش برای نمونه‌های با اکتیویته بالاتر هستند. اکتیویته نمونه باید کمتر از ۱ MBq باشد، یا ممکن است "زمان مرده" در شمارنده تجربه شود. برخی از شمارنده‌ها دارای آشکارسازهای متعددی هستند که امکان اندازه‌گیری همزمان چند نمونه را فراهم می‌کند.

نمونه‌ها برای یک پنجره انرژی معین در یک دوره زمانی مشخص یا تا زمانی که تعداد کافی شناسایی شود اندازه‌گیری می‌شوند. باید مراقب باشید که منابع اکتیویته پس زمینه مانند سایر منابع موجود در اتاق و بیماران رادیواکتیو مجاور به حداقل برسد. حجم نمونه‌ها نیز می‌تواند بر نتایج تأثیر بگذارد زیرا این امر مکان رادیواکتیویته را نسبت به کریستال تغییر می‌دهد.

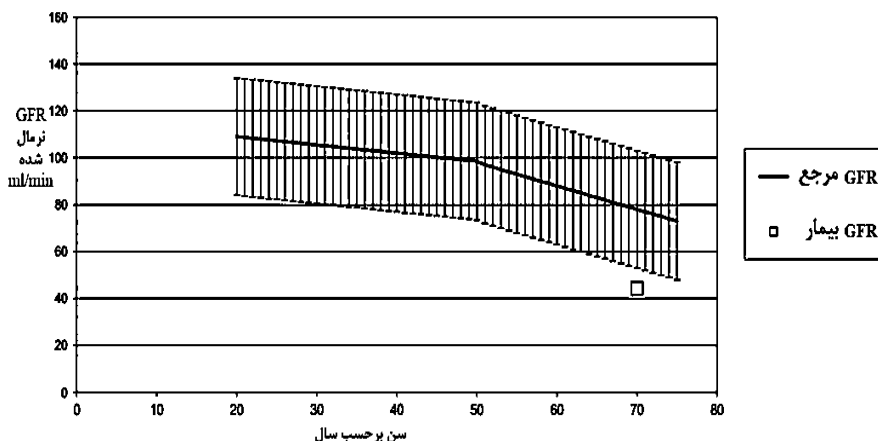
مطالعه موردی: اندازه‌گیری‌های GFR

یک بیمار مشکوک به اختلال در عملکرد کلیه برای آزمایش GFR ارجاع شد. به بیمار ۹۹m-Tc-DTPA ۱۰ MBq (اسید پنتتیک) تزریق شد. ۴ نمونه خون بین ۲ تا ۴ ساعت پس از تزریق از بیمار گرفته شد. سپس این نمونه‌ها در یک سانتریفیوژ چرخانده شدند تا پلاسمای خون استخراج شود. پلاسما در لوله‌های نمونه پیست شده و در شمارنده نمونه شمارش شد. یک منبع کالیبراسیون (به نام استاندارد) با استفاده از محلولی از ویال تزریقی بیمار تولید شد تا اکتیویته در نمونه‌ها به عنوان کسری از اکتیویته تزریق شده بیان شود.

نتیجه محاسبه شد و سپس توسط یک متخصص بالینی بررسی و گزارش شد. آزمایش‌های GFR از راهنمایی‌های بالینی BNMS برای اندازه‌گیری GFR با ۹۹m-Tc (BNMS 2020) پیروی کردند. این سند روش‌های مختلف موجود، از جمله تجزیه و تحلیل نمونه‌های منفرد یا چندگانه، و محاسبات مربوطه را شرح می‌دهد.

در مثال نشان داده شده در شکل ۵-۲۷، GFR بیمار کمتر از GFR مرجع طبیعی برای سن آنها بود، که نشان می‌دهد عملکرد کلیه آنها مختل شده است.

عملکرد، استفاده، کالیبراسیون و QA شمارنده نمونه در گزارش ۸۵ IPED "شمارش نمونه رادیواکتیو - اصول و عمل" (IPED 2002) توضیح داده شده است.



شکل ۵-۲۷. GFR در محدوده مرجع رسم شد که تأیید می‌کند که GFR زیر محدوده نرمال است همانطور که توسط Aurell و Granerus (۱۹۸۱) توصیف شده است.

شمارنده‌های نمونه اغلب در پزشکی هسته‌ای برای اندازه‌گیری غلظت اکتیویته در نمونه‌های پلاسمای خون استفاده می‌شوند. با این حال، آن‌ها همچنین می‌توانند برای اندازه‌گیری سایر نمونه‌های کم اکتیویته از نمونه‌های بیمار (مانند خون، ادرار، مدفوع، شیر مادر) استفاده شوند. این در هنگام ارزیابی رادیوداروهای جدید در آزمایشات بالینی برای ارزیابی جذب دارو پس از تجویز مورد نیاز است.

۵-۱۲-۲. سوء جذب اسید صفراوی

سوء جذب اسید صفراوی یک بیماری مزمن است که بر سیستم گوارشی بیمار تأثیر می‌گذارد. این فرایند را می‌توان با استفاده از مطالعه SeHCAT اندازه‌گیری کرد. SeHCAT (۲۳-سلنو-۲۵-هموتاروکولیک اسید، سلنیوم هموکولیک اسید تائورین یا تائوروسلکولیک اسید) دارویی است که برای تشخیص سوء جذب اسیدهای صفراوی استفاده می‌شود. به بیمار یک کپسول SeV۵ با اکتیویته کم داده می‌شود تا آن را ببلعد. کپسول در دستگاه گوارش تجزیه می‌شود و رادیودارو به طور فعال توسط روده‌ها جذب شده و مجدداً توسط مجرای صفراوی دفع می‌شود. انتظار می‌رود طی ۷ روز، دارو حدود ۳۵ بار از چرخه روده‌ای عبور کند و اگر سوء جذب وجود داشته باشد، سطح SeHCAT در بیمار به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. مقدار SeHCAT در بیمار ۴ ساعت پس از تجویز و دوباره ۱ هفته بعد اندازه‌گیری می‌شود.

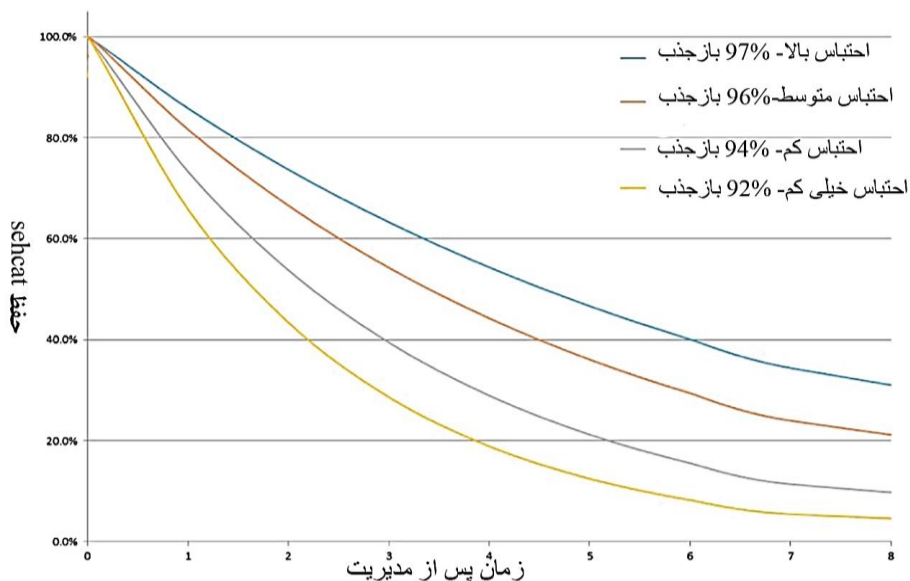
تفاوت در شمارش‌ها با تصحیح واپاشی بر حسب احتباس محاسبه و گزارش می‌شود (یعنی درصد فعالیت در بیمار در ۴ ساعت که هنوز در بعد از ۷ روز وجود دارد).

برخی از بیمارستان‌ها شمارنده‌های اختصاصی کل بدن برای اندازه‌گیری کل فعالیت در یک بیمار دارند. با این حال، بیشتر بیمارستان‌ها از دوربین گاما استفاده می‌کنند و کولیماتورها برداشته می‌شوند تا به روشی مشابه عمل کنند. شکل ۵-۲۸ نشان می‌دهد که چگونه تفاوت کوچک در بازجذب (از ۹۲٪ تا ۹۷٪) می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر سطح داروی حفظ شده در روز ۷ داشته باشد.

۵-۱۳. حفاظت در برابر پرتو برای مواد رادیواکتیو بدون مهر و موم

پزشکی هسته‌ای به دلیل استفاده از مواد رادیواکتیو به شدت تحت نظارت است - مقررات پرتوهای یونیزان و آیین نامه اجرایی تایید شده بهداشت و ایمنی (HSE 2018) حفاظت از

کارکنان و عموم را پوشش می‌دهد. آن‌ها اصل محدودیت‌های دوز ALARP، قوانین محلی، و تعاریف گروه‌های کارکنان مربوطه و نقش‌ها و مسئولیت‌های آن‌ها را تعیین می‌کنند. این دستورالعمل‌ها همچنین الزامات مربوط به استفاده و جابجایی منابع رادیواکتیو را شرح می‌دهد.



شکل ۵-۲۸. نتایج آزمون SeHCAT

دانشمندان در پزشکی هسته‌ای با روش کار با منابع رادیواکتیو، از جمله نیاز به محافظت موضعی از منابع و نحوه تعیین ضخامت محافظ سرب مورد نیاز آشنا هستند. کسب مهارت‌های عملی مورد نیاز برای دستکاری مواد رادیواکتیو آسان نیست. گزارش ICRP 106 ضمیمه E "چگونه از دست‌ان خود در کار پزشکی هسته‌ای محافظت کنیم" (ICRP 2008) نمونه‌هایی از تکنیک‌های خوب و توضیح روشنی درباره اینکه چرا اقدامات خاصی توصیه می‌شود ارائه می‌دهد. به عنوان مثال، منابع رادیواکتیو هرگز نباید توسط انگشتان دست لمس شوند - همیشه باید از ابزارهایی با دسته بلند استفاده کرد، زیرا اکسپوزر طبق قانون مربع معکوس با فاصله کاهش می‌یابد. نظارت شخصی در پزشکی هسته‌ای شامل اندازه‌گیری دوز کل بدن، و در صورت لزوم، اندازه‌گیری دوز برای انگشتان دست و گاهی اوقات برای چشم است. محافظ شیشه سربی برای محافظت از چشم استفاده می‌شود. دوز در PET/CT بیشتر از دوزهای

پزشکی هسته‌ای عمومی است و کارکنان در دسته کارکنان پرتوی طبقه‌بندی شده قرار می‌گیرند (فصل ۷) زیرا ممکن است دوزهای بالاتری دریافت کنند.

ماهیت بدون مهر و موم مواد رادیواکتیو در کاربردهای پزشکی هسته‌ای به این معنی است که خطر آلودگی باید در نظر گرفته شود. هنگام دست زدن به مواد بدون مهر و موم همیشه از دستکش استفاده می‌شود. سینی‌ها و مواد جاذب نیز در صورت هرگونه نشستی یا ریزش به طور مناسب مورد استفاده قرار می‌گیرند و دفع می‌شوند.

مقررات پرتوهای یونیزان (اکسپوزر پزشکی) (IR(ME)R 2017) با تعیین سطوح مرجع تشخیصی (DRLs) و نیاز به مجوزهای ARSAC برای کارفرمایان و پزشکان، و همچنین تعیین نقش MPE، ارجاع دهنده و اپراتور از بیماران محافظت می‌کند.

مقررات مجوزهای زیست محیطی (انگلیس و ولز) (EPR 2016) مدیریت منابع رادیواکتیو و زباله‌ها را پوشش می‌دهد. سازمان‌ها برای نگهداری منابع رادیواکتیو به مجوز نیاز دارند و برای اطمینان از کنترل پسماندهای رادیواکتیو، معمولاً یک دانشمند ارشد بالینی در پزشکی هسته‌ای یا ایمنی پرتو، باید یک مشاور زباله رادیواکتیو (RWA) تعیین کند. مجوزهای صادر شده مربوط به رادیونوکلئیدهای خاص، مکان‌های خاص، اکتیویته‌های محدود و خاص هستند و نیاز به ثبت سوابق دقیق در مورد منابع رادیواکتیو و دفع آن‌ها دارند. دانشمندان اغلب مسئول سیستم‌های نگهداری سوابق، توسعه یا استفاده از صفحات گسترده و پایگاه داده‌های تجاری موجود برای اطمینان از دقیق و به روز بودن سوابق هستند. بسیاری از رادیونوکلئیدها دفع شده و به فاضلاب عمومی تخلیه می‌شوند. دانشمندان با هم کار می‌کنند تا اطمینان حاصل کنند که از آخرین شواهد علمی برای تخصیص مقدار مناسب از هر سازمان به تخلیه استفاده می‌شود. IPEM گزارش‌های منظمی در مورد عوامل دفع (IPEM 2018) تولید می‌کند که توسط دولت بررسی می‌شود.

قانون حمل کالاهای خطرناک ۲۰۰۹ (که در سال ۲۰۱۹ اصلاح شد) حمل و نقل مواد رادیواکتیو و ارسال و دریافت از رادیو داروسازی بخش پزشکی هسته‌ای به سایت‌های دیگر را پوشش می‌دهد (CDGR 2019). آموزش فرستنده‌ها و رانندگان مرتبط با تحویل بسته‌های رادیواکتیو، که معمولاً توسط دانشمندان بالینی انجام می‌شود، الزامی است.

مطالعه موردی: تمرین آلودگی

مدیریت نشت مواد رادیواکتیو نیازمند دانش، درک و تمرین است. کارکنانی که هر روز با مواد بدون مهر و موم کار می‌کنند، به‌صورت خودکار در هنگام ریختن مواد واکنش نشان می‌دهند، مانند بیماری که پس از تزریق ^{99m}Tc در اتاق کلینیک ادرار می‌کند. کارکنان جدید باید بتوانند به عنوان بخشی از یک تیم واکنش نشان دهند، نشت را مسدود کنند، و از روش‌های مناسب برای پاک کردن مایعات استفاده کنند و خود و منطقه را زیر نظر داشته باشند و تمریناتی را برای عمل به مهارت‌های مورد نیاز انجام دهند (شکل ۵-۲۹). پس از هر حادثه واقعی، یک دوره تحلیل و تأمل نیز وجود دارد، همانطور که در فصل ۷ با جزئیات بیشتر توضیح داده شده است.



شکل ۵-۲۹. یک تمرین ضد آلودگی

۵-۱۴. تکنیک‌های درمانی در پزشکی هسته‌ای

درمان‌های پزشکی هسته‌ای با نام‌های پرتودرمانی مولکولی یا mRT نیز شناخته می‌شوند. اثر درمانی با تجویز ایزوتوپ‌هایی ایجاد می‌شود که ذرات بتا و/یا آلفا را ساطع می‌کنند. تجویز این رادیوداروها از طریق بلع (به شکل کپسول یا نوشیدنی) یا تزریق (داخل وریدی، داخل شریانی یا داخل مفصلی در مفاصل) است.

جدول ۵-۸. هسته‌های رایج در درمان‌های پزشکی هسته‌ای

ایزوتوپ	نیمه‌عمر	استحاله مورد استفاده برای درمان	استحاله تصویربرداری اصلی
فسفر-۳۲	۱۴,۳ روز	بتا حداکثر ۱,۷MeV (۱۰۰٪)	برمشتراک ناشی از بتا
ایتريوم-۹۰	۲,۷ روز	بتا حداکثر ۲,۳MeV (۱۰۰٪)	برمشتراک ناشی از بتا یا پوزیترون ثانویه بسیار نادر برای تصویربرداری PET
لوتشیوم-۱۷۷		بتا حداکثر ۴۹۸keV	۲۰۸keV (۱۱٪) ۱۱۳keV (۶٪)
ید-۱۳۱	۸ روز	بتا حداکثر ۶۰۶keV (۹۰٪) بتا حداکثر ۳۳۴keV (۷٪)	۳۶۵keV (۸۲٪)
رادیوم-۲۲۳	۱۱,۴ روز	آلفا ۵,۷MeV آلفا ۶,۸MeV آلفا ۷,۴MeV آلفا ۶,۶ MeV آلفا ۷,۴MeV بتا حداکثر ۱,۴MeV بتا حداکثر ۵۷۰keV	۸۱,۱keV (۱۵,۲٪) ۸۳,۴keV (۲۵,۱٪) ۹۴,۹keV (۱۱,۵٪)

۵-۱۴-۱. رادیونوکلیدها

رادیونوکلیدهای رایج مورد استفاده برای درمان mRT^1 در جداول ۵-۸ و ۵-۹ فهرست شده‌اند. برخی از آن‌ها همچنین می‌توانند برای تصویربرداری استفاده شوند تا تأیید درمان و محاسبه دوز پس از درمان امکان پذیر شود. با این حال، برای تصویربرداری تشخیصی، و محاسبات دوزیمتری قبل از درمان، اغلب از ایزوتوپ‌های دیگر استفاده می‌شود.

۵-۱۴-۲. مشارکت دانشمند بالینی در تکنیک‌های درمانی

دانشمندان بالینی معمولاً مستقیماً با معرفی تکنیک‌های درمانی جدید mRT به ویژه برای تجویزهای پیچیده‌تر، درگیر هستند.

جدول ۵-۹. خلاصه‌ای از درمان‌های رایج mRT

نکات قابل توجه	تنظیمات	فعالیت معمولی	مکانیسم هدف	وضعیت	درمان	نکات قابل توجه
درمان بیماری خوش خیم، جذب و ماندگاری بالا به معنای اقدامات احتیاطی طولانی مدت حفاظت در برابر تشعشع است	کلینیک سرپایی	200-800 MBq	جذب فعال بد توسط بافت تیروئید	تیروئید پرکار (بیماری Graves) یا ندول‌های (سمی)	$^{131}\text{I-NaI}$	یک اجرا ساخنگی با استفاده از $^{99\text{m}}\text{Tc-MAA}$ برای ارزیابی ساختار عروقی کبد و شانت احتمالی به ریه انجام خواهد شد.
به عنوان مکمل جراحی، ماندگاری بسیار کم	بیمار روزانه یا بستری	1.1 GBq	جذب فعال بد توسط بافت تیروئید	سرطان تیروئید پس از جراحی تیروئیدکتومی	^{113}I فرسایش تیروئید	تجویز آهسته ($300-600$ دقیقه)، برخی از مراکز در حال آزمایش با ترکیبی $^{177}\text{Lu}^{90} + \gamma$ تزریق هستند.
جذب بسیار متغیر	بستری معمولاً ۲-۵ روز	3.7-7.2 GBq	جذب فعال بد توسط بافت تیروئید	سرطان تیروئید - بقایای بیماری و متاستازها	^{113}I -درمان سرطان تیروئید	تجویز آهسته ($1-4$ ساعت)، برخی از مراکز درمان‌های بعدی را بر اساس دوزبیمتری تنظیم می‌کنند
در حال حاضر برای متاستازهای استخوانی ناشی از سرطان پروستات تأیید شده است، اما می‌تواند در آینده به سایر متاستازهای استخوانی گسترش یابد.	بیمار سرپایی	$^{3.5}\text{MBq}$ 55 KBq/kg ۶ درمان در طی ۴ هفته	ترجیحاً توسط استخوان‌های با رشد سریع جذب می‌شود	متاستازهای استخوانی ناشی از سرطان پروستات	Xofigo $^{223}\text{Ra}^{223}\text{Radium}$	رژیم‌های درمانی دقیق هموز در دست بررسی هستند

درمان	وضعیت	مکانیسم هدف یابی	فعالیت معمولی	تنظیمات	نکات توجه	قابل	درمان	وضعیت	مکانیسم هدف یابی	فعالیت معمولی	تنظیمات	بیمار	تنظیمات
32P	پلی سیتی	جذب فسفر توسط مغز استخوان	جذب فسفر توسط مغز استخوان	بر 250 MBq اساس اندازه بیمار	بیمار بستری	جایگزین شدن با درمان های مبتنی بر دارو							
							پتید Lu ۱۷۷ یا پتید Y۹۰	تومورهای غدد عصبی درون ریز	انحلال به گیرنده های سوماتواستاتین روی سلول های تومور	177Lu 5.5-7.4 GBq 90Y 2.7-7.4 GBq	بیمار روزانه یا بستری		
							131-mIBG	تومورهای نورواندوکراین	جذب توسط سلول های عصبی اکثردرعی	3.7-12 GBq	بیمار بستری		
							177Lu-PSMA	سرطان پروستات	آنتی ژن غشای اختصاصی پروستات	~7 GBq 177Lu با چندین درمان در فواصل ۴ تا ۶ هفته	بیمار بستری		

زیر نظر IR(ME)R (۲۰۱۷) دوز تجویز شده برای هر درمان مبتنی بر پرتوهای یونیزان باید به صورت جداگانه برنامه‌ریزی شود. این برنامه‌ریزی باید شامل دوز برنامه‌ریزی شده برای حجم(های) هدف و اکسپوژر اندام‌های غیرهدف در معرض خطر را در نظر بگیرد. برای شرح دوزیمتری در پزشکی هسته‌ای و نمونه‌ای از محاسبه دوز برای اندام‌های در معرض خطر به بخش ۵-۱۵ مراجعه کنید.

با توجه به نیمه‌عمر طولانی بسیاری از این ایزوتوپ‌ها، توصیه‌های حافظت در برابر پرتو باید به بیماران ارائه شود تا پرتوگیری خود، خانواده، دوستان و اعضای عمومی را محدود کنند. توصیه‌های حافظت در برابر پرتو برای برخی از درمان‌های شناخته شده (مانند درمان ید برای بیماری‌های خوش خیم) استاندارد شده است. درمان‌های متناسب‌تر به ارزیابی‌های فردی دوز و خطر با توصیه‌های خاص بیمار نیاز دارند.

محدودیت‌ها برای درمان‌هایی با اکتیویته‌های زیاد و پرتوهای گامای قابل توجه، مانند ید ۱۳۱ سخت‌تر است، در حالی که محدودیت‌ها برای درمان‌های رادیوم سخت‌گیری کمتری دارد. محدودیت‌ها با هدف محدود کردن پتانسیل قرار گرفتن در معرض پرتوهای خارجی و همچنین کاهش خطر ورود پرتو در داخل بدن در صورت تماس با مایعات بدن است. برای درمان‌های روزانه و بستری، اغلب خطرات آلودگی قابل توجهی وجود دارد که باید مدیریت شوند.

مطالعه موردی: آماده‌سازی اتاق و محدودیت‌های مربوط به اکتیویته بیمار

یک درمان برای برداشت تیروئید با تجویز $3,7 \text{ GBq } ^{131}\text{I}$ انجام می‌شود. اتاق توسط پرسنل پرستاری یا دیگران آماده می‌شود و مواد ضد آب و ضد لغزش را در سرتاسر کف و نواحی دارای تماس مکرر قرار می‌دهند تا هرگونه آلودگی را بتوان با برداشتن پوشش از اتاق پاک کرد (شکل ۵-۳۰).

دانشمند بالینی در مورد چگونگی دفع مواد رادیواکتیو در بیمارستان با بیمار صحبت خواهد کرد. آن‌ها توضیح می‌دهند که بیمار به راحتی می‌تواند درک کند که در چند روز اول مرحله‌ای وجود دارد که عرق، ادرار و بزاق آن‌ها به شدت رادیواکتیو است و اقدامات عملی که می‌توانند برای به حداقل رساندن اکسپوژر کارکنانی که از آن‌ها مراقبت می‌کنند انجام دهند چه خواهد بود. برای مثال، ممکن است از مردان خواسته شود که روی دستشویی بنشینند تا مثانه خود را خالی کنند. ممکن است از بیمار خواسته شود که توالت را دو بار شستشو دهد و هنگام تمیز کردن دندان‌ها یا شستن دست‌ها از مقدار زیادی آب استفاده کند.



شکل ۵-۳۰. راه اندازی برای درمان بیمار. mRT

احتمالاً متخصص بالینی در طول اقامت بیمار در بیمارستان از نزدیک درگیر است و میزان دوز را در فاصله‌ای مشخص از بیمار کنترل می‌کند تا ارزیابی کند که چه زمانی بیمار می‌تواند با خیال راحت به خانه برود. این به دفع و همچنین شرایط خانه بستگی دارد. به عنوان مثال، بیمارانی که تنها زندگی می‌کنند ممکن است زودتر از افرادی که با بچه‌های کوچک زندگی می‌کنند بتوانند به خانه بروند. تماس‌هایی که بیمار دارد با جزئیات مورد بحث قرار می‌گیرد تا اطمینان حاصل شود که فردی که ممکن است با بیمار در تماس باشد در معرض خطر قرار نخواهد گرفت، چه از طریق آلودگی احتمالی یا دوز پرتویی که ممکن است دریافت کند. معمولاً به آن‌ها توصیه می‌شود که مقدار زیادی آب بنوشند و کارتی به آن‌ها داده می‌شود تا محدودیت‌ها و توصیه‌هایی که به آن‌ها شده است را یادآوری کند.

برای تجویز $1,1 \text{ GBq}$ یا $3,7 \text{ GBq}$ محدودیت‌ها معمولاً حدود هفت روز ادامه دارد که بستگی به جذب و فیزیولوژی بیمار دارد.

۵-۱۵. دوزیمتری بیمار در پزشکی هسته‌ای

دوز دریافتی بیمار به دلیل ماهیت پویای بسیاری از رادیوداروها پیچیده است. نه تنها داروهای مختلف با نرخ‌های مختلف توسط اندام‌های مختلف جذب می‌شوند، بلکه زمان اقامت آن‌ها در هر اندام نیز متفاوت خواهد بود. اگر دارو به نحوی متابولیزه شود، برخی از متابولیت‌های حاصل نیز ممکن است رادیواکتیو باشند و فارماکوکینتیک آن‌ها با داروی اصلی متفاوت باشد. برای پیچیده‌تر کردن مسائل، اکتیویته در یک اندام نه تنها به بافت‌های مجاور تابش می‌کند، بلکه بافت‌ها و اندام‌های دورتر را نیز تحت تابش قرار می‌دهد. آسیب شناسی بیمار همچنین ممکن است بیوکینتیک را تغییر دهد. توزیع دوز را می‌توان با استفاده از تکنیک‌های مونت کارلو مدل‌سازی کرد که در آن خود منبع پرتو در فضا و زمان و محاسبات انتقال پرتو با در نظر گرفتن توزیع بیولوژیکی از جمله دفع و نیمه‌عمر فیزیکی مدل‌سازی می‌شود. برنامه‌های رایان‌های مانند MIRDOSE (Stabin 1996) و سپس OLINDA (Stabin) و همکاران (۲۰۰۵) با استفاده از مدل‌های ریاضی فانتوم برای مدل‌سازی بدن انسان و داده‌های ICRP، مانند آنچه در ICRP53 یافت می‌شود، برای مرتبط کردن اکتیویته تجویز شده بر حسب Bq به دوز جذبی در اندام‌ها نوشته شدند. خلاصه مفیدی از داده‌ها و روش‌های دوزیمتری بیمار در پزشکی هسته‌ای در ICRP 128 (ICRP 2015a) آورده شده است. کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیک^۱ (ICRP) یک سازمان مستقل متشکل از داوطلبان متخصص است که توصیه‌ها و دستورالعمل‌هایی را منتشر کرده‌اند که در دستورالعمل‌های اتحادیه اروپا و قوانین پرتویی در سطح بین‌المللی مانند محدودیت‌های دوز تعیین‌شده در نشریه ICRP 103 (ICRP 2007)، اجرا می‌شوند.

دوزیمتری بیمار در پزشکی هسته‌ای به طور معمول به دو گروه از محاسبات تقسیم می‌شود:

۱. روش‌های تشخیصی بالینی و استاندارد شده درمانی: برای رادیوداروهای رایج،

میانگین مواجهه بیمار اندازه‌گیری و به عنوان دوز موثر محاسبه شده است. سپس این ارقام می‌توانند به عنوان برآوردهای معقول برای اکسپوزر بیمار یا موضوع تحقیق مورد استفاده قرار گیرند.

۲. دوزیمتری خاص بیمار: برای برخی از کارهای درمانی و برای داروهای تشخیصی جدید استفاده می‌شود. برای برخی از درمان‌ها، سببیتیک داروها در اندام‌ها می‌تواند به طور قابل توجهی متفاوت باشد. برای برخی از درمان‌ها، اندازه‌گیری‌های بیمار را می‌توان برای متناسب کردن درمان، یا قبل از درمان، یا به عنوان تعدیل برای تجویزهای بعدی در درمان‌های مرحله بندی شده انجام داد.

یادداشت‌های راهنمای ARSAC اکتیویته ی تجویز شده استاندارد (DRLs) را برای رویه‌های تشخیصی پزشکی هسته‌ای (ARSAC 2020) منتشر کرده است. برای رویه‌های تشخیصی نباید از این موارد تجاوز کرد، و DRL‌های محلی معمولاً برای تجهیزات و نرم‌افزار مورد استفاده در هر مرکز تنظیم می‌شوند. این فعالیت‌های استاندارد در کنار دوز مؤثر برای هر رادیودارو منتشر می‌شوند و امکان برآورد سریع دوز بیمار را فراهم می‌کنند. یادداشت‌های راهنما همچنین حاوی اطلاعاتی در مورد محدودیت‌های شیردهی و دوز رحم (برای محاسبه دوز جنین در بارداری) است.

در حالی که هیچ محدودیتی در قوانین برای فعالیت انجام شده برای بیمار تحت پرتودرمانی مولکولی وجود ندارد، برای روش‌های تشخیصی پزشکی هسته‌ای محدودیت وجود دارد، در بسیاری از موارد اکتیویته تزریق شده استاندارد بر اساس تظاهرات بالینی بیماران در دستورالعمل‌ها تنظیم و تجویز می‌شوند، گاهی اوقات برای توده یا ناحیه سطحی بدن بیمار مطابق با گزارش IPEM 104 (IPEM 2011b) تنظیم می‌شود. انجمن تیروئید بریتانیا دستورالعمل‌هایی را برای مدیریت سرطان تیروئید منتشر کرده است، توصیه‌هایی را برای اکتیویته‌های تجویز شده 1 GBq ، 3.7 GBq و 5.5 GBq (I¹³¹) بسته به میزان خطر بیمار، وسعت و گسترش بیماری، و اکسپوزر مجدد توصیه می‌کند. (پروس و همکاران ۲۰۰۶). حداکثر دوز قابل تحمل در کارآزمایی‌های فاز I قبل از استفاده بالینی ایجاد می‌شود و با کارآزمایی‌های فاز II و III بیشتر اثربخشی و ایمنی را آزمایش می‌کنند (IPEM 2011b).

(2020b) EANM¹ و SNMMI² (۲۰۲۰) در ایالات متحده راهنمای پرتودرمانی مولکولی را منتشر کرده اند که شامل راه‌هایی برای انجام ارزیابی‌های دوزیمتری برای درمان‌های مختلف با دستورالعمل‌های EANM تایید شده توسط BNMS³ است.

1. European Associate of Nuclear Medicine

2. Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging

3. British Nuclear Medicine Society

مطالعه موردی: ارزیابی دوز و خطر برای یک مطالعه پژوهشی

یک مطالعه تحقیقاتی شامل ۹ اسکن PET-CT کل بدن که در طول زمان در یک بیمار به دست آمد برای ارزیابی تأثیر درمان بر اندازه تومور طراحی شد. یک متخصص بالینی متخصص در پزشکی هسته‌ای (MPE) پروتکل و دوزهای احتمالی اسکن‌ها را برای هر یک از شرکت کنندگان در مطالعه ارزیابی کرد. یک متخصص بالینی مشخص کرد که کدام یک از اسکن‌های پیشنهادی به عنوان بخشی از پیگیری‌های معمول برای شرکت کنندگان در مطالعه انجام می‌شود. MPE با یکی از همکارانش در رادیولوژی تشخیصی برای ارزیابی دوز مؤثر ناشی از CT مطالعه ارتباط برقرار کرد و ارزیابی دوز را تهیه کرد و خطر ابتلا به سرطان در طول زندگی را در نتیجه اکسپوزر آن در نظر گرفت. با استفاده از یادداشت‌های راهنمای ARSAC (ARSAC 2020)،

ARSAC (ARSAC 2020)، دوز مؤثر ۷,۶ mSv در هر روش از تجویز پیشنهادی F-18 FDG ۴۰۰ MBq تأیید شد. MPE رادیولوژی تشخیصی دوز اسکن تضعیف کل بدن را ۶,۵ mSv در هر روش تأیید کرد. گزارشی توسط یک کمیته متخصص برای بررسی اخلاقی نوشته شد که در آن دوز کل پروتکل ۱۲۷ mSv ارائه شد که منجر به خطر اضافی القای سرطان ناشی از قرار گرفتن در معرض تابش به میزان ۰,۶٪ می‌شود. آن‌ها در گزارش خود، این موضوع را در مقابل تابش پس‌زمینه طبیعی بریتانیا به میزان ۲,۳ mSv در سال قرار دادند. آن‌ها همچنین بروز طبیعی سرطان در بریتانیا ۵۰٪ عنوان کردند و یک بیانیه متنی با در نظر گرفتن پیش آگهی هر شرکت کننده بیان کردند. همچنین بررسی بیشتر اطلاعات شرکت کنندگان (PIL) انجام شد تا اطمینان حاصل شود که هرگونه اظهاراتی که مصرف و خطر پرتو را توصیف می‌کند مناسب و صحیح است.

دستورالعمل‌های EANM همچنین توسط گروه کاربر دوزیمتری داخلی بریتانیا (IDUG 2015)، گروهی از کارشناسانی که در مورد دوزیمتری مشاوره می‌دهند، تأیید شده است. SPC برای رادیوداروها شامل دوزهای جدول بندی شده اندام و کل بدن است. این ارقام در طول مراحل آزمایشی و مجوز برای هر رادیودارو اندازه‌گیری شده‌اند و می‌توانند در ارزیابی دوز برای اندام‌هایی که ممکن است در هنگام تزریق اکتیویته‌های بالا در معرض خطر باشند، مفید باشند.

مطالعه موردی: محاسبه دوز برای اعضای در معرض خطر

در حمایت از یک IR(ME)R (۲۰۱۷)، از پزشک متقاضی مجوز یک دانشمند بالینی خواسته شد تا دوز ارگان‌های در معرض خطر را از درمان‌های I^{۱۳۱} برای بیماری خوش خیم تیروئید محاسبه کند.

این دانشمند با استفاده از داده‌های Leslie و همکاران (۲۰۰۳)، Al-Muqbel و Tashtoush (۲۰۱۰) و هوپر و کاپلان (۱۹۷۷)، جذب در تیروئید را برای تعدادی از وضعیت‌های خوش خیم در نظر گرفت. این مقالات نشان می‌دهند که محدوده جذب برای این بیماری‌ها حدود ۵۰ درصد برای بیماری گریوز (Graves)، ۳۰ تا ۳۵ درصد برای گواتر چند ندولار سمی و ۱۵ درصد برای یوتیروئید (که می‌تواند به عنوان جایگزین برای پرکاری تیروئید خفیف استفاده شود) است. از این رو، دوز بیشینه برای اندام‌های در معرض خطر برای جذب در ۰/۱۵، ۰/۳۵ و ۰/۵۵، با حداکثر ۸۰۰ MBq اکتیویته تجویزی محاسبه شد.

دوز به اندام‌های مختلف ناشی از این درمان در خلاصه ویژگی‌های محصول برای کپسول‌های یدید سدیم (I-131)، خلاصه ویژگی‌های محصول (MHRA 2020) ذکر شده است.

همانطور که در جدول ۵-۱۰ نشان داده شده است، حداکثر اکتیویته مجاز تجویز شده ۸۰۰ MBq برای محاسبه دوز برای اعضای در معرض خطر بزرگسالان استفاده شد.

این تخمین دوز فیزیولوژی طبیعی، به ویژه عملکرد معده و کلیه را فرض می‌کند. نارسایی کلیوی می‌تواند به طور قابل توجهی این تخمین‌ها را تغییر دهد.

اثر جذب کانونی غیرطبیعی خارج از تیروئید باید به صورت جداگانه ارزیابی شود، اما به طور معمول مورد نیست.

دانشمند به این نتیجه رسید که حداکثر دوز برای اندام‌های در معرض خطر در این درمان همگی کمتر از ۱ گری است و بنابراین بسیار کمتر از سطوح اثرات اولیه قابل توجهی است که در گزارش ICRP 118 (ICRP 2015b) توضیح داده شده است که دوزهای آستانه واکنش‌های بافتی را توصیف می‌کند. سپس یافته‌ها با پزشک برای حمایت از درک آن‌ها مورد بحث قرار گرفت.

جدول ۵-۱۰. دوز برای اعضای در معرض خطر ناشی از ^{131}I ۸۰۰ MBq برای جذب‌های متفاوت تیروئید

جذب تیروئید	حداکثر اکتیویته تزریقی (MBq)	ارگان در معرض خطر	دوز به اندام در معرض خطر (mGy/MBq)	حداکثر دوز به (mGy) OaR
%۵۵	۸۰۰	دیواره معده	۰,۴۶	۳۶۸
		دیواره مثانه	۰,۲۹	۲۳۲
%۳۵	۸۰۰	دیواره معده	۰,۴۶	۳۶۸
		دیواره مثانه	۰,۴	۳۲۰
%۱۵	۸۰۰	دیواره معده	۰,۵۲	۴۱۶
		دیواره مثانه	۰,۴۶	۳۶۸
		روده کوچک	۰,۲۸	۲۲۴

۵-۱۶. توسعه‌های آینده

پیشرفت‌های آینده در پزشکی هسته‌ای شامل گسترش گسترده آشکارسازهای حالت جامد برای تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای خواهد بود. این سیستم‌ها عموماً حساسیت و وضوح بالاتری را ارائه می‌دهند که می‌تواند دوز تابش و زمان اسکن بیمار را تا حد زیادی کاهش دهد و منجر به توان عملیاتی بیشتر بیمار شود. عامل محدود کننده برای چنین واحدهایی هزینه است.

توسعه PET-MR، که در حال حاضر عمدتاً برای کاربردهای تحقیقاتی و عصب‌شناسی استفاده می‌شود، ادامه دارد. در حال حاضر، این دستگاه توسط NHS بریتانیا پشتیبانی مالی نمی‌شود، و استفاده از آن را به سازمان‌های تحقیقاتی و خصوصی محدود می‌کند.

گرایش دیگر در پزشکی هسته‌ای، گسترش تصویربرداری کمی در SPECT است که اکنون در بسیاری از بخش‌های پزشکی هسته‌ای موجود است و توسط دانشمندان بالینی و رادیولوژیست‌ها برای شناسایی کاربردهای بالینی آینده مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. همچنین پیشرفت‌های جدیدی در رادیوداروها وجود دارد، با داروهای جدید که با ایزوتوپ‌های تشخیصی و درمانی برچسب‌گذاری شده‌اند. این ترکیب، که اغلب به عنوان «theranostics» شناخته می‌شود، امکان برنامه‌ریزی و نظارت بهتر mRT را فراهم می‌کند، که با برخی از موضوعات فصل بعدی در فیزیک پرتودرمانی همگرا می‌شود.

منابع

- ACR – AAPM (2018a) American College of Radiography and American Association of Physicists in Medicine “Technical Standard for Nuclear Medicine Physics Performance Monitoring of Gamma Cameras”. Online Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Gamma-Cam.pdf> [accessed 14 September 2020].
- ACR – AAPM (2018b) American College of Radiography and American Association of Physicists in Medicine “Technical Standard for Nuclear Medicine Physics Performance Monitoring of PET/CT Imaging Equipment”. Online Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/pet-ctequip.pdf?la=en> [accessed 14 September 2020].
- Al-Muqbel KM and Tashtoush RM (2010) “Patterns of Thyroid Radioiodine Uptake: Jordanian Experience”. *J Nucl Med Technol* **38**(1): 32–36.
- ARSAC (2020) Administration of Radioactive Substances Advisory Committee “Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources”. Online Available from: <https://www.gov.uk/government/publications/arsac-notes-for-guidance> [accessed 14 September 2020].
- BNMS (2020) British Nuclear Medicine Society “Clinical Guidelines”. Online Available from: <https://www.bnms.org.uk/page/BNMSClinicalGuidelines> [accessed 22 September 2020].
- CDGR (2019) “Carriage of Dangerous Goods Regulations”. Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/cdg/regs.htm> [accessed 22 September 2020].
- Cherry S, Sorenson J and Phelps M (2012) *Physics in Nuclear Medicine*, 4th edition. Imprint Saunders, Elsevier Inc
- EANM (2007) European Association of Nuclear Medicine “Guidelines on Current Good Radiopharmacy Practice (cGRPP) in the Preparation of Radiopharmaceuticals”. Online Available from: https://www.eanm.org/publications/guidelines/gl_radioph_cgrpp.pdf [accessed 22 September 2020].
- EANM (2010) European Association of Nuclear Medicine “Routine Quality Control Recommendations for Nuclear Medicine Instrumentation”. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **37**: 662–671
- EANM (2020a) European Association of Nuclear Medicine “Clinical Guidelines”. Online Available from: <https://www.eanm.org/publications/guidelines/> [accessed 22 September 2020].
- EANM (2020b) European Association of Nuclear Medicine “Guidelines – Dosimetry”. Online available from: <https://www.eanm.org/publications/guidelines/dosimetry/> [accessed 22 September 2020].
- EC (2010) European Commission “EU Guidelines to Good Manufacturing Practice. Medicinal Products for Human and Veterinary Use”. Online Available from: https://ec.europa.eu/health/documents/eudralex/vol-4_en [accessed 22 September 2020].
- EPR (2016) *The Environmental Permitting (England and Wales) Regulations*. SI 2010/67. The Stationery Office, London, England.
- EudraLex (2011) “Good Manufacturing Practice (GMP)”. Online Available from: https://ec.europa.eu/health/documents/eudralex/vol-4_en [accessed 22 September 2020].

- Granerus G and Aurell M (1981) "Reference Values for ^{51}Cr -EDTA Clearance as a Measure of Glomerular Filtration Rate". *Scand J Clin Lab Invest* **41**(6): 611–616. doi: 10.3109/00365518109090505.
- HBN (2018) Health Building Note 14-01 "Pharmacy and Radiopharmacy Facilities". Online Available from: <https://www.gov.uk/government/publications/guidance-on-the-design-and-layout-of-pharmacy-and-radiopharmacy-facilities> [accessed 22 September 2020].
- Health and Safety (Sharp Instruments in Healthcare) Regulations (2013) SI 645. The Stationery Office, London, England.
- Hooper PL and Caplan RH (1977) "Thyroid Uptake of Radioactive Iodine in Hyperthyroidism". *JAMA* **238**: 411–413.
- HSE (2018) "Work with Ionising Radiation. Ionising Radiation Regulations 2017. Approved Code of Practice and Guidance". L121, 2nd edition. Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/pubns/priced/l121.pdf> [accessed 30 October 2020].
- Human Medicines Regulations (2012) "Human Medicine Regulations SI 2012 No. 1916". Online Available from: <https://www.legislation.gov.uk/uksi/2012/1916/contents/made> [accessed 22 September 2020].
- IAEA (2003) International Atomic Energy Agency "Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems". Online available from: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1141_web.pdf [accessed 14 September 2020].
- IAEA (2008) International Atomic Energy Agency "Operational Guidance on Hospital Radiopharmacy". IAEA, Vienna.
- IAEA (2012) International Atomic Energy Agency "Cyclotron Produced Radionuclides: Guidance on Facility Design and Production of [^{18}F] Fluorodeoxyglucose (FDG)". IAEA Radioisot Radiopharm Ser (3): 153.
- ICRP (2007) International Commission on Radiological Protection "Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection". *Ann ICRP* **37**(2–4).
- ICRP (2008) International Commission on Radiological Protection "Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals – how to protect your hands in Nuclear Medicine" Annexe 3 to ICRP Publication 53 ICRP Publication 106". *Ann ICRP* **38**: 1–2.
- ICRP (2015a) International Commission on Radiological Protection "Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceutical: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances". ICRP Publ 128 *Ann ICRP* **44**(2S).
- ICRP (2015b) International Commission on Radiological Protection "ICRP Statement on Tissue Reactions/ Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context". ICRP Publication 118. *Ann ICRP* **41**(1/2).
- IDUG (2015) Internal Dosimetry Users Group "Whole Body Dosimetry Guidance". Online Available from: <http://www.idug.org.uk/wp-content/uploads/2017/05/IDUGI-131-Whole-Body-Dosimetry-Final.pdf> [accessed 24 August 2020].
- IEC (2015) International Electrotechnical Commission "Radionuclide imaging devices - Characteristics and Test Conditions - Part 2: Gamma Cameras for Planar, Whole Body, and SPECT Imaging". IEC 61675-2:2015.

- IEC (2018) International Electrotechnical Commission “Nuclear medicine instrumentation - Routine Tests - Part 3: Positron Emission Tomographs”. IEC TR 61948-3.
- IPEM (2002) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Radioactive Sample Counting – Principles and Practice”. Report 85. IPEM, York.
- IPEM (2011a) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Mathematical techniques in Nuclear Medicine”. Report 100. IPEM, York.
- IPEM (2011b) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Dosimetry for Radionuclide Therapy”. Report 104. IPEM, York.
- IPEM (2011c) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Medical Cyclotrons (Including PET Radiopharmaceutical Production)”. Report 105. IPEM, York.
- IPEM (2013a) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Quality Control of Gamma Cameras and Nuclear Medicine Computer Systems”. Report 111, IPEM, York.
- IPEM (2013b) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Quality Assurance of PET and PET/CT Systems”. IPEM Report 108. IPEM, York.
- IPEM (2018) Institute of Physics and Engineering in Medicine “Excretion Factors: the Percentage of Administered Radioactivity Released to Sewer for Routinely Used Radiopharmaceuticals”. Online Available from: <https://www.ipem.ac.uk/Portals/0/Excretion%20factors%20Sept%202018.pdf?ver=2018-10-03-150031-463> [accessed 20 November 2020].
- IR(ME)R (2017) “Ionising Radiations Regulations”. SI. 1075. Online available from: <http://www.legislation.gov.uk/uksi/2017/1075/contents/made> [accessed 13 September 2020].
- Kaalep et al. (2020) “Feasibility of State-of-the-Art PET/CT Systems Performance Harmonisation”. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* **45**(8): 1344–1361. doi: 10.1007/s00259-018-3977-4.
- Lawson RS (2013) *The Gamma Camera: A Comprehensive Guide*. IPEM, York.
- Leslie WD, Ward L, Salamon EA, Ludwig S, Rowe RC and Cowden EA (2003) “A Randomized Comparison of Radioiodine Doses in Graves’ Hyperthyroidism”. Online Available from: <https://doi.org/10.1210/jc.2002-020805> [Accessed online 18th March 2021]
- Medicines Act (1968) “Medicines Act”. Online Available from: <https://www.legislation.gov.uk/ukpga/1968/67/contents> [accessed 13 September 2020].
- MHRA (2017) Medicines and Healthcare Products Regulatory Agency “Rules and Guidance for Pharmaceutical Manufacturers and Distributors - The Orange Guide”. Online Available from: <https://mhrainspectorate.blog.gov.uk/2016/12/02/the-2017-orange-and-green-guides/> [accessed 13 September 2020].
- MHRA (2020) “Summary Of Product Characteristics Name of the Medicinal Product Theracap131 37 MBq- 5.55 GBq Capsules, Hard”. <https://mhraproducts4853.blob.core.windows.net/docs/a8d7affb68d7672c8015da045bf296aa85d91342> [accessed 19 November 2020].
- NEMA (2018a) National Electrical Manufacturers Association “Performance Measurement of Gamma Cameras”. Online Available from: <https://www.nema.org/standards/view/performance-measurements-of-gamma-cameras> [accessed 14 September 2020].
- NEMA (2018b) National Electrical Manufacturers Association “Performance Measurement of Positron Emission Tomographs (PET)”. Online Available from: <https://www.nema.org>

- /standards/view/Performance-Measurements-of-Positron-Emission-Tomographs [accessed 14 September 2020].
- NHS England (2019) "Diagnostic Imaging Dataset 12 Months to March 2019". Online Available from: <https://www.england.nhs.uk/statistics/wp-content/uploads/sites/2/2019/07/Provisional-Monthly-Diagnostic-Imaging-Dataset-Statistics-2019-07-18.pdf> [accessed 13 September 2020].
- NPL (2006) National Physical Laboratory "Protocol for Establishing and Maintaining the Calibration of Medical Radionuclide Calibrators and their Quality Control" Measurement Good Practice Guide No. 93". Online Available from: <https://www.npl.co.uk/special-pages/guides/establishing-maintaining-calibrationradionuclide.pdf> [accessed 13 September 2020].
- Perros P et al. (2006) "British Thyroid Association Guidelines for the Management of Thyroid Cancer". Clin Endocrinol (Oxf) **81**(Suppl 1): 1–122.
- PHE (2016) Public Health England "Ionising Radiation Exposure of the UK Population 2010 Review". Online Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/518487/PHE-CRCE-026_-_V1-1.pdf [accessed 19 October 2020].
- Phelps M, ed. (2006) PET Physics, Instrumentation and Scanners, Springer Verlag, New York Inc.
- RCR (2016) Royal College of Radiologists BFCR(16)3 "Evidence-Based Indications for the Use of PET-CT in the United Kingdom". Online Available from: <https://www.rcr.ac.uk/publication/evidence-basedindications-use-pet-ct-united-kingdom-2016> [accessed 13 September 2020].
- RCR (2019) Royal College of Radiologists "RCR Referral Guidelines". Online available from: <https://www.rcr.ac.uk/clinical-radiology/being-consultant/rcr-referral-guidelines/about-irefer> [accessed 13 September 2020].
- RPS (2016) Royal Pharmaceutical Society "Quality Assurance of Aseptic Preparation Services: Standards". Online Available from: <https://www.rpharms.com/Portals/0/RPS%20document%20library/Open%20access/Professional%20standards/Quality%20Assurance%20of%20Aseptic%20Preparation%20Services%20%28QAAPS%29/rps---qaaps-standards-document.pdf> [accessed 13 September 2020].
- SNMMI (2020) Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging "Clinical Guidelines". Online Available from: <https://www.snmmi.org/ClinicalPractice/content.aspx?ItemNumber=10817&navItemNumber=10786> [accessed 13 September 2020].
- Stabin MG (1996) "MIRDose: Personal Computer Software for Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine". J Nucl Med **37**(3): 538–546.
- Stabin MG, Sparks RB and Crowe E (2005) "OLINDA/EXM: The Second-Generation Personal Computer Software for Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine". J Nucl Med **46**(6): 1023–1027.
- Theobald A (2010) Sampson's Textbook of Radiopharmacy, 4th edition. Pharmaceutical Press, London.

- UKRPG (2016) UK Radiopharmacy Group “Quality Assurance of Radiopharmaceuticals”, 4th edition. Online Available from: <https://www.bnms.org.uk/page/UKRGGuidelines> [accessed 13th September 2020].
- UKRPG (2017) British Nuclear Medicine Society “Guidelines for the Provision of Radiopharmacy Services in the UK”. Online Available from: https://cdn.ymaws.com/www.bnms.org.uk/resource/resmgr/guidelines/radiopharmacy_support_docume.pdf [accessed 14 September 2020].
- UKRPG (2020) UK Radiopharmacy Group “Guidance Notes”. Online Available from: <https://www.bnms.org.uk/page/UKRGGuidelines> [accessed 19 October 2020].
- WHO (2003) World Health Organisation “Good Manufacturing Practices for Radiopharmaceutical Products”. Online Available from https://www.who.int/medicines/areas/quality_safety/quality_assurance/GMPRadiopharmaceuticalProductsTRS908Annex3.pdf?ua=1 [accessed 24th September 2020].

فیزیک پرتودرمانی

Andrea Wynn-Jones, Caroline Reddy, John Gittins, Philip Baker, Anna Mason and Greg Jolliffe

۶-۱. مقدمه

در سرطان، سلول‌ها به طور غیرقابل کنترلی دچار تقسیم و رشد می‌شوند. از هر دو نفر، یک نفر در طول عمر خود به سرطان مبتلا می‌شود و تخمین زده شده است که طبق مرکز تحقیقات سرطان بریتانیا (CRUK 2020) هر روز حدود ۱۰۰۰ مورد سرطان در بریتانیا تشخیص داده می‌شود. برای مدیریت اولیه و کنترل علائم، ۴۵ درصد از بیماران تحت عمل جراحی، ۲۸ درصد شیمی درمانی و ۲۷ درصد پرتودرمانی را در مقطعی از سرطان‌شان انجام می‌دهند.

اگر تومور به راحتی در دسترس باشد و همچنین بیمار فاقد بیماری‌های زمینه‌ای مانند چاقی یا بیماری قلبی باشد که جراحی را بسیار خطرناک کند، از جراحی برای برداشتن بخش عمده‌ای از تومور استفاده می‌شود. اغلب پس از جراحی برای درمان سلول‌های سرطانی باقی‌مانده و جلوگیری از گسترش میکروسکوپی آن‌ها، از شیمی درمانی و پرتودرمانی استفاده می‌شود.

انکولوژیست‌های پزشکی و پرتودرمانی بسته به نوع و مرحله تومور و در نظر گرفتن مناسب بودن درمان برای فرد بیمار، می‌توانند درمان‌های مختلفی را تجویز کنند. در پزشکی شخصی‌سازی شده برای تصمیم‌گیری که کدام درمان‌ها مؤثرتراند از ترکیب ژنتیکی افراد استفاده می‌شود.

پرتودرمانی معمولاً با استفاده از پرتوهای ایکس پراورزی از یک شتاب‌دهنده خطی^۱ یا (LINAC) برای از بین بردن سلول‌های سرطانی است، اما از آنجایی که پرتوها به سلول‌های طبیعی و سرطانی آسیب می‌رسانند، باید به دقت ارسال شوند تا عوارض جانبی به حداقل برسد. به دلایل رادیوبیولوژیکی (بعداً به‌طور مختصر بررسی خواهد شد) پرتودرمانی معمولاً طی چند روز یا چند هفته انجام می‌شود تا بافت سالم، بین دوره‌های درمان بازیابی شود. این عمل به عنوان فرکشن‌بندی شناخته می‌شود و اغلب سوابق تجربی برای انتخاب زمان‌بندی در قسمت‌های خاص وجود دارد. در گذشته روش‌های درمانی اغلب ناشی از تجربیات بالینی بود. امروزه دستورالعمل‌های عملی مناسبی به انکولوژیست‌های بالینی داده می‌شود تا از روش‌های درمانی مبتنی بر شواهد استفاده کنند. به عنوان مثال، مواردی توسط کالج سلطنتی رادیولوژیست‌ها (RCR)^۲ در مورد تقسیم دوز و موسسه ملی بهداشت و مراقبت عالی (NICE) مانند دستورالعمل NICE^۳ برای پرتودرمانی پستان و آزمایشات بالینی ثبت شده، توصیه شده است. متخصصان مختلفی در مراقبت از سرطان نقش دارند: رادیولوژیست‌ها تصاویر تشخیصی را تفسیر و گزارش می‌کنند، متخصصان آسیب‌شناسی آزمایشگاهی، نمونه برداری بافتی و بیومارکرهای خون را برای تشخیص و شناسایی مرحله پیشرفت (مرحله بندی) سرطان تجزیه و تحلیل می‌کنند، فیزیوتراپیست‌ها، کاردرمانگرها و متخصصان تغذیه به بیماران کمک می‌کنند تا علائم خود را در طول درمان و توانبخشی مدیریت کنند. انجام پرتودرمانی یک فرایند پیچیده است و شامل چندین گروه متخصص می‌شود، بنابراین کار تیمی چندرشته‌ای ضروری است. دانشمندان بالینی با انکولوژیست‌های بالینی که درمان را تعیین و مسئولیت کلی بالینی را بر عهده می‌گیرند، پرتونگاران که پیش از درمان سی‌تی‌اسکن بیماران را انجام می‌دهند، همکاری نزدیکی دارند و از بیماران در طول فرایند پرتودرمانی و انجام درمان حمایت می‌کنند. کارکنان گروه‌های اصلی که دانشمندان بالینی در پرتودرمانی با آن‌ها تماس دارند در جدول ۶-۱ خلاصه شده است.

1. Linear accelerator

2. Royal College of Radiologists

3. National Institute for Health and Care

جدول ۶-۱. متخصصانی که در حین کار در پرتودرمانی با دانشمندان بالینی همکاری می‌کنند

تخصص	عنوان	وظیفه	توضیح
پزشکان	جراح	جراحی	مسئولیت اولیه بیمار در حین جراحی-تومور و بافت مجاور را در حین جراحی از بین می‌برد. همچنین جراحان انواع خاصی از بافت برداری را برای کمک به تشخیص سرطان انجام می‌دهند.
	انکولوژیست پزشکی	شیمی درمانی / ایمونوتراپی را تجویز می‌کند	انکولوژیست سرطان را با استفاده از شیمی درمانی یا سایر داروها مانند ایمونوتراپی درمان می‌کند.
	انکولوژیست بالینی	پرتودرمانی را تجویز می‌کند	سرطان را با پرتو درمان می‌کند با دانشمندان بالینی و دوزیمتریست‌ها برای بهینه‌سازی درمان بیمار با استفاده از پرتو همکاری می‌کنند.
کادر پرستاری	متفاوت	مراقبت از بیمار	در حین بیماری، پرستاران به هماهنگی و ارائه مراقبت مستقیم از بیمار، از جمله مدیریت عوارض جانبی، علائم سرطان، مشکلات در خانه، و قرار ملاقات‌های بعدی کمک می‌کنند.
پرتونگاران	متفاوت	انجام درمان پرتودرمانی	عمدتاً در جنبه‌های عملی درمان نقش دارند. شامل: تصویربرداری پیش از درمان، برخی از فعالیت‌های برنامه‌ریزی درمان و بررسی‌های برنامه‌های درمانی بیمار
تکنولوژیست‌های بالینی	برنامه‌ریزی / دوزیمتریست‌ها / مهندسی / تکنسین‌ها	بی‌حرکتی و دوزیمتری / مهندسی	برنامه‌ریزی درمان با استفاده از نرم‌افزارهای تخصصی و بی‌حرکت کردن بیماران آماده برای درمان تکنسین‌های مهندسی (اغلب مهندس نامیده می‌شوند) عملکرد تجهیزات پرتودرمانی را حفظ می‌کنند.
مختلف	دستیاران پرتودرمانی	مراقبت از بیمار	انجام فعالیت‌های مراقبت از بیمار مانند گرفتن نوار قلب و مشاهدات و کمک به آن‌ها در حرکت در بخش
	کارکنان دفتری	مدیر	جلسات را مدیریت می‌کنند تا اطمینان حاصل شود که بیماران به هدف پرتودرمانی دست می‌یابند.

فیزیک پرتودرمانی به عنوان یک تخصص، بیشترین تعداد دانشمند بالینی را در فیزیک پزشکی استخدام می‌کند. آن‌ها اغلب از دید بیماران پنهان می‌مانند زیرا تماس مستقیم‌شان با بیماران کم است. یک بخش بیمارستانی با اندازه متوسط، روزانه بیش از ۱۰۰ بیمار را درمان می‌کند که برای این امر از سه یا چند شتاب‌دهنده خطی استفاده می‌شود. تقریباً نیمی از این بیماران با هدف حذف کامل سرطان (نیت اصلی) تحت درمان قرار می‌گیرند که نیاز به یک برنامه فردی و تصویربرداری پیچیده در طول درمان دارند. اسکن‌های آماده سازی و برنامه‌ریزی ممکن است برای هر بیمار چندین روز طول بکشد. فرایند پرتودرمانی بسیار پیچیده است و نیاز به مشارکت دانشمندان بالینی در بسیاری از جنبه‌های علمی و فنی برای اطمینان از ارائه درمان با کیفیت بالا و همچنین ایمنی را تضمین می‌کند. زیرا در معرض پرتوهایی با دوز بالا قرار گرفتن اگر به صورت صحیح انجام نشود می‌تواند کشنده باشد. دانشمندان بالینی متخصص در فیزیک پرتودرمانی باید درک خوبی از تولید، برهمکنش‌های پرتو در بافت‌های انسانی و اثرات بیولوژیکی داشته باشند. آن‌ها باید مفاهیم دوز جذبی، منحنی‌های ایزودوز و هیستوگرام دوز-حجم^۱ (DVH) را که در برنامه‌ریزی درمان نقش دارند را درک کنند و قادر به استفاده از رایانه‌های برنامه ریز درمان برای مدل سازی توزیع دوز باشند. دانشمندان بالینی که در پرتودرمانی کار می‌کنند باید برای استفاده از پرتوهای یونیزان بر روی تجهیزات درمانی و دستیابی به سطوح بالایی از دقت و صحت، دقت بالایی به جزئیات داشته باشند. آن‌ها همچنین باید مهارت‌های ارتباطی خوبی داشته باشند، به منظور تدوین و ارائه راه‌حل‌ها متفکران منطقی باشند و سناریوهای غیر معمول را مدیریت کنند و مشاوره دهند. وظایف دانشمند بالینی شامل موارد زیر باشد:

- راه‌اندازی تجهیزات و تکنیک‌های جدید برای جلوگیری از خطاهای سیستماتیک
- تهیه و بررسی طرح‌های درمانی
- ارائه مشاوره تخصصی به طرح‌های دشوار، سناریوهای غیر استاندارد و موقعیت یابی بیمار
- ایجاد و ارزیابی کارآزمایی‌های بالینی
- کنترل کیفیت (QC) و نگهداری تجهیزات
- مشاوره برای رعایت مقررات نظارتی
- ارزیابی و مدیریت خطرات ناشی از پرتوهای یونیزان
- تحقیقات علمی، فنی و نوآوری در پرتودرمانی
- جنبه‌های ایمنی پرتودرمانی پرتودرمانی برای محافظت از بیماران، کارکنان و بازدیدکنندگان

مهمتر از همه، قوانین فعلی در بریتانیا^۱ (IRMER 2017) ایجاب می‌کند که دانشمندان بالینی مجرب بر متخصصان فیزیک پزشکی (MPE) نظارت کنند و در تمام جنبه‌های درمانی پرتودرمانی به صورت علمی مشارکت کنند. دانشمندان بالینی همچنین با متخصصان دیگری در فیزیک پرتودرمانی مانند متخصصان بالینی کار می‌کنند، که دو نوع اصلی از آن‌ها وجود دارد که به طور معمول به عنوان دوزیمتر و تکنسین مهندسی شناخته می‌شوند. دوزیمتریست‌ها هنگام تهیه سیستم‌های تثبیت‌کننده برای هر بیمار، به طور مستقیم با او در تماس هستند تا اطمینان حاصل کنند که بیمار هر روز در موقعیت مشابهی برای درمان قرار گیرد. با استفاده از رایانه‌های برنامه‌ریز درمان تخصصی، دوزیمتریست‌ها طرح‌های درمانی شخصی سازی شده را نیز آماده می‌کنند که برای درمان تومور و در عین حال حفظ بافت طبیعی، بهینه شده است. تکنسین‌های مهندسی معمولاً برای نگهداری و تعمیر تجهیزات، آموزش‌های تخصصی را از سازندگان دریافت می‌کنند. هدف از حضور تکنسین‌ها در محل این است که اطمینان حاصل شود که تجهیزات همیشه کار می‌کنند که به طور معمول این عمل باعث کارایی ۹۸ درصدی در عملکرد می‌شود.

۶-۲. رادیوبیولوژی

بسیاری از پیشرفت‌هایی که در چند دهه اخیر در درمان سرطان حاصل شده، نتیجه پیشرفت‌های سریع در درمان پرتودرمانی می‌باشد که با پیشرفت فناوری و توان محاسباتی امکان پذیر شده است. این پیشرفت‌ها شامل توانایی محاسبه و ارسال پرتوها منطبق بر شکل دقیق تومور (پرتودرمانی منسجم)، با استفاده از تکنیک‌های پرتودرمانی تعدیل شده^۲ (IMRT) است. برای اطمینان از اجرای درمان‌ها به صورت برنامه‌ریزی شده، از روش‌های تصویربرداری استفاده می‌شود. با این حال، توانایی ارائه پرتودرمانی دقیق تنها یک بخش از ماجرا است. در پایان هر طرح پرتودرمانی بالینی، بیمار به عنوان یک سیستم بیولوژیکی وجود دارد که به طور موثر می‌تواند به روشی منحصر به فرد به پرتودرمانی ارائه شده، پاسخ دهد؛ اینجاست که رشته‌های علمی فیزیک پرتودرمانی و رادیوبیولوژی با هم همپوشانی دارند.

رادیوبیولوژی می‌تواند عملکرد پرتودرمانی را در سطوح مختلف نشان دهد. به طور مفهومی، مکانیسم‌ها و فرایندهای مدل سازی که پاسخ‌های مشاهده شده تومور و بافت‌های طبیعی را

1. Ionizing Radiation (Medical Exposures) Regulations
2. Intensity Modulated Radiation Therapy

توضیح می‌دهند، می‌توانند برای پیشرفت و اصلاح روش‌های درمانی استفاده شوند. به عنوان مثال می‌توان به کاهش یا افزایش تعداد جلسات درمانی (هایپر یا هیپوفرکشن)، استفاده از عواملی برای حساس کردن سلول‌های سرطانی به اثرات پرتو (حساس‌کننده‌های سلولی) و محافظت از بافت سالم اشاره کرد. هیپوفرکشن، یک روش درمانی است که با نام پرتودرمانی استریوتاکتیک بدن (SABR)^۱ شناخته می‌شود. در آن از پرتوهای دقیق و هدفمند با دوز بالا برای کنترل تومورهای کوچک به طور معمول در ریه و سرطان‌هایی که به تازگی به نواحی دیگر گسترش یافته‌اند، استفاده می‌شود. در SABR، درمان در مقایسه با درمان‌های پرتودرمانی مرسوم با تعداد جلسات نسبتاً کمتری انجام می‌شود.

استفاده از پرتوهای انتقال خطی انرژی بالا (LET)^۲ مانند پروتون درمانی نیز قابل استفاده است. پروتون درمانی به طور موثر مزایایی را در مقایسه با استفاده از پرتوهای ایکس با انرژی بالا ارائه می‌دهد، که مربوط به فیزیک نحوه توزیع دوز پرتو در هدف است، اما برای همه بیماران مناسب نیست. امکانات پروتون درمانی NHS در بریتانیا در حال حاضر به مراکز تخصصی کمی محدود شده است.

در کارهای معمول روزانه، ممکن است برای مدیریت اختلالات برنامه‌ریزی نشده در درمان پرتودرمانی از یک دانشمند بالینی مشاوره دریافت کرد (به عنوان مثال به دلیل بیماری، مسائل اجتماعی یا خرابی ماشین). دانشمندان بالینی در موارد کمی که درمان‌ها طبق برنامه انجام نمی‌شوند و همچنین برای پرتودرمانی در دوران بارداری و پرتودرمانی کودکان توصیه‌هایی را ارائه می‌کنند. تصمیم‌گیری در چنین شرایطی نه تنها نیاز به درک دقیق دوزیمتری فیزیکی از جمله توزیع دوز تشریحی دارد، بلکه باید به فرایندهای رادیوبیولوژیکی درگیر، تأثیر سن، جنس، میزان دوز و عوامل زمان آگاه باشد.

۶-۲-۱. آسیب‌های پرتویی

آسیب پرتویی و مرگ سلول‌های سرطانی، در حالی که آسیب به سلول‌های سالم در حداقل حالت ممکن باشد، هدف اصلی درمان پرتودرمانی است. پرتوهای یونیزان با آسیب رساندن به DNA سلول‌ها، توانایی زندگی و تولید مثل را کاهش می‌دهد. برای درک بهتر ایده‌های رادیوبیولوژیکی که در پایه درمان پرتودرمانی قرار دارند، معرفی مفاهیم آسیب‌کشنده، آسیب

1. Stereotactic Ablative Body Radiotherapy

2. Linear Energy Transfer

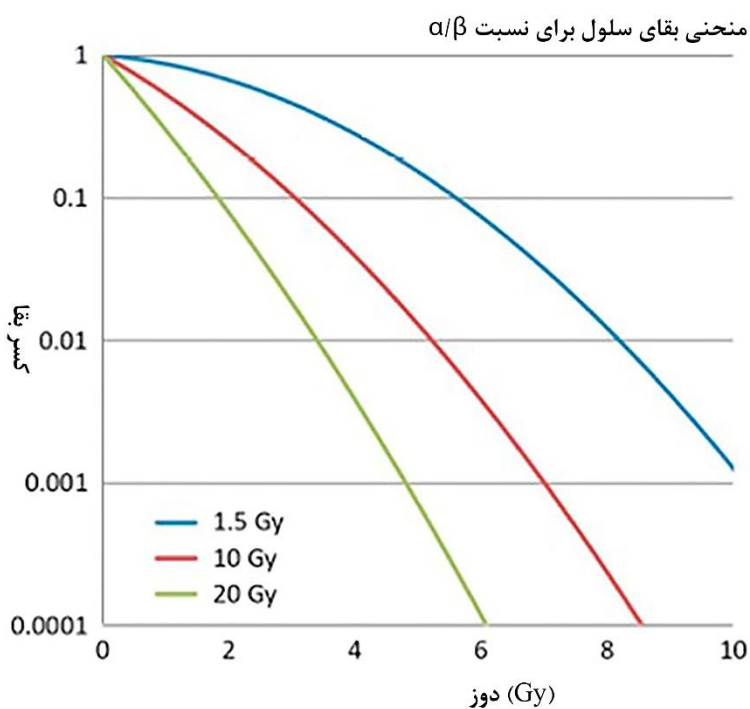
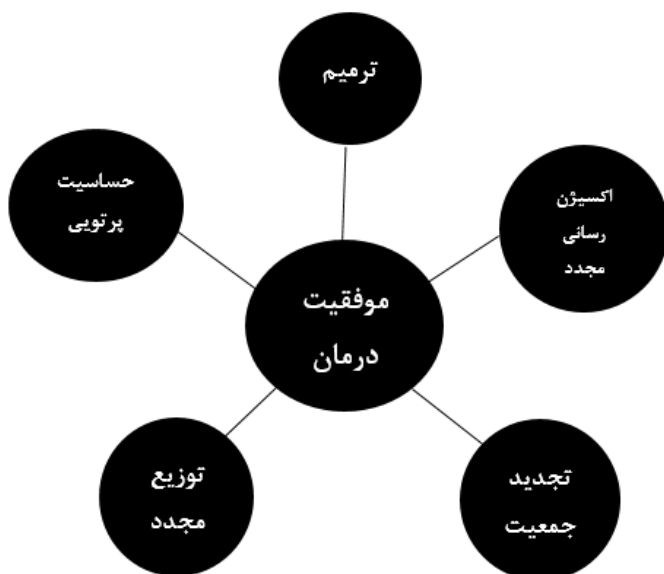
بالقوه کشنده و آسیب زیرکشنده مفید است. در آسیب کشنده، ترمیم سلولی امکان پذیر نیست و مرگ سلولی اجتناب ناپذیر می شود. آسیب بالقوه کشنده می تواند منجر به مرگ سلولی شود، اما این بستگی به شرایط پس از تابش دارد. در حالی که آسیب زیر کشنده آسیبی است که می تواند در بازه زمانی مشخص ترمیم و منجر به بقای بیشتر سلول های طبیعی شود، به خصوص اگر دوز کل به بخش هایی با فاصله زمانی مناسب بین فرکشن ها تقسیم شود. دوز تجویز شده تابش معمولاً به چند دوز کوچکتر به نام فرکشن تقسیم می شود. این کار به سلول های سالم اجازه می دهد تا بین درمان ها بهبود یابند. با افزایش مدت زمان در معرض بودن به پرتو برای یک دوز مشخص، اثر بیولوژیکی کلی ناشی از آن کاهش می یابد. همه بافت ها ظرفیت ترمیم یکسانی ندارند؛ با انتخاب دقیق دوز در هر فرکشن می توان از تفاوت در نرخ ترمیم بین سلول های طبیعی و سرطانی استفاده کرد. به این معنا است که برای بهبود درمان، باید زمان بندی بین فرکشن ها و همچنین تعداد آن ها را تنظیم کرد.

۶-۲-۲. اصلاح کننده های پرتویی و "پنج-R" رادیوبیولوژی

R-۵^۱ رادیوبیولوژی (شکل ۶-۱) که توسط دیل و جونز (۲۰۰۷) توضیح داده شده است، چارچوبی را ارائه می دهد که از آن می توان موفقیت یا شکست درمان سلول های سرطانی را با استفاده از پرتوهای یونیزان تشخیص داد. در حال حاضر این موارد بسیار مختصر توضیح داده شده اند.

۶-۲-۲-۱. حساسیت پرتویی و ترمیم

منحنی های بقای سلول، مانند آنچه در شکل ۶-۱ (ب) نشان داده شده است، برای نشان دادن چگونگی تغییر کسربقای سلول ها با مجموع دوز تابش یونیزه تحویل داده شده، استفاده می شود. منحنی های بقای سلولی که معمولاً برای سلول های پستانداران مشاهده می شوند را می توان از نظر شکل، به صورت کیفی توصیف کرد. برای پرتودهی با LET کم و دوزهای پایین، منحنی بقا معمولاً به صورت یک خط مستقیم شروع می شود که به صورت نمودار لگاریتم (بقا) در مقابل خطی (دوز کل) رسم می شود. در دوزهای بالا، انحنای نمودار را می توان مشاهده کرد که برای دوزهای بالاتر مجدداً مستقیم می شود. مدل های ریاضی مختلفی پیشنهاد شده اند برای ارتباط دادن شکل منحنی ها به فرایندهای بیوفیزیکی که در سلول ها به دلیل قرار گرفتن در معرض پرتوهای یونیزان رخ می دهند.



شکل ۶-۱. (a) پنج R پرتودرمانی (b) نمونه‌ای از منحنی بقای سلولی

مدل خطی- درجه دوم توسط دیل و جونز (۲۰۰۷) توصیف شده، یک مدل رایج است که در مرگ سلولی دو جزء دارد. جزء اول متناسب با دوز (D) و جزء دوم متناسب با مجذور دوز است و نشان می‌دهد که آسیب‌کننده سلول‌ها ناشی از دو شکست جداگانه DNA است.

$$S = e^{-\alpha D - \beta D^2}$$

این مدل را می‌توان به این صورت بیان کرد که S مربوط به فرکشن سلول‌های زنده، D دوز (Gy)، همچنین α و β پارامترهایی اند که حساسیت پرتویی سلول را مشخص می‌کنند. نسبت α/β دارای واحد Gy است و با دوز واگذار شده مطابقت دارد که سهم خطی و درجه دوم در کشتن سلول برابر است.

بافت‌های مختلف در این مدل دارای نسبت‌های متفاوتی از α/β هستند. به طور معمول، بافت‌هایی که زودپاسخ‌دهنده با نسبت α/β نسبتاً بالا و بافت‌هایی که دیرپاسخ‌دهنده با نسبت α/β پایین مشخص می‌شوند. به طور کلی، تومورها با نسبت α/β نسبتاً بالا مشخص می‌شوند و بنابراین رفتاری مشابه با بافت‌های پاسخ‌دهنده سریع دارند، اگرچه شواهد فعلی نشان می‌دهد که برخی از انواع سلول‌های تومور (مانند سلول‌های سرطانی پروستات) نسبت α/β نسبتاً پایینی دارند. از مفهوم دوز ایزو موثر کل می‌توان برای توضیح اثرات نسبی تابش بر بافت زود و یا دیرپاسخ از تغییر دوز در هر فرکشن استفاده کرد. برای بافت‌های دیرپاسخ که با نسبت α/β پایین‌تر مشخص می‌شوند، در مقایسه با بافت‌های زودپاسخ با افزایش تعداد فرکشن‌ها، دوز ایزو موثر کل با سرعت بیشتری افزایش می‌یابد، یعنی بافت‌هایی که دیرپاسخ می‌دهند به تغییر دوز در هر فرکشن حساس‌تر اند.

ناحیه شانه نشان داده شده توسط سلول‌هایی با نسبت α/β پایین، زمانی که دوز کل درمان به فرکشن‌های روزانه تقسیم می‌شود، مورد استفاده قرار می‌گیرد. با فرض اینکه ترمیم سلول‌ها می‌تواند بین فرکشن‌ها اتفاق بیفتد (آسیب زیر کشنده)، مرگ سلولی به طور موثر در ناحیه شانه باقی می‌ماند و بزرگی جزء درجه دوم را کاهش می‌دهد که منجر به بقای قابل توجهی از سلول‌ها برای یک دوز کل معین می‌شود. این بدان معناست که می‌توان از فرکشن برای تغییر کشتن نسبی سلولی در جمعیت‌های سلولی با نسبت α/β متفاوت استفاده کرد.

دانشمندان باید مراقب باشند که مقادیر مورد استفاده در محاسبات رادیو بیولوژیکی تا حد امکان با شرایط تابش مورد استفاده در موقعیت بالینی و همچنین با آخرین شواهد منتشر شده مطابقت داشته باشد.

۶-۲-۲. توزیع مجدد و تجدید جمعیت

برای بافت طبیعی، مکانیسم‌های کنترل هموستاتیک تعادلی بین تکثیر سلولی، تمایز و از دست دادن سلول ایجاد می‌کنند، در حالی که در تومورها، از دست دادن چنین مکانیسم‌های کنترلی منجر به تکثیر کنترل نشده می‌شود. جمعیت سلول‌های انسانی به طور معمول ناهمزمان تکثیر می‌شوند، به این معنی که در هر جمعیت سلولی، نسبت خاصی از سلول‌ها در حالت نسبتاً مقاوم در برابر پرتو قرار دارند. پس از درمان با پرتو، سلول‌هایی که در حالت مقاوم در برابر پرتو بودند ممکن است به مرحله حساس به پرتو منتقل شوند؛ این به عنوان توزیع مجدد شناخته می‌شود. این سلول‌ها ممکن است با انجام پرتودرمانی بعدی آسیب ببینند. جمعیت مجدد عبارت است از افزایش تقسیم و جمعیت سلولی پس از پرتودهی که در سلول‌هایی که به طور کشنده آسیب ندیده اند اتفاق می‌افتد.

۶-۲-۳. اکسیژن رسانی مجدد

ثابت شده است که سلول‌های توموری فاقد اکسیژن نسبت به سلول‌های دارای اکسیژن مناسب به پرتودرمانی کمتر پاسخ می‌دهند (مثل مک کیون ۲۰۱۴). اگرچه حساسیت پرتویی سلول‌های هیپوکسیک مقاوم به پرتودهی در آزمایشگاه به دست آمده است، اما هنوز باعث بهبود بیماران نشده است. وضعیت عروق و اکسیژن رسانی نسبی سلول‌های تومور در زمان درمان مشخص نیست و به طور پویا در طول دوره پرتودرمانی تغییر می‌کند، که ممکن است تا حدودی به توضیح اینکه چرا در آزمایشات بالینی نتایج متفاوتی حاصل می‌شود، کمک کند. در حال حاضر هیپوکسی سلول‌های تومور یک مانع مهم برای موفقیت درمان پرتودرمانی است.

۶-۲-۴. حساسیت پرتویی

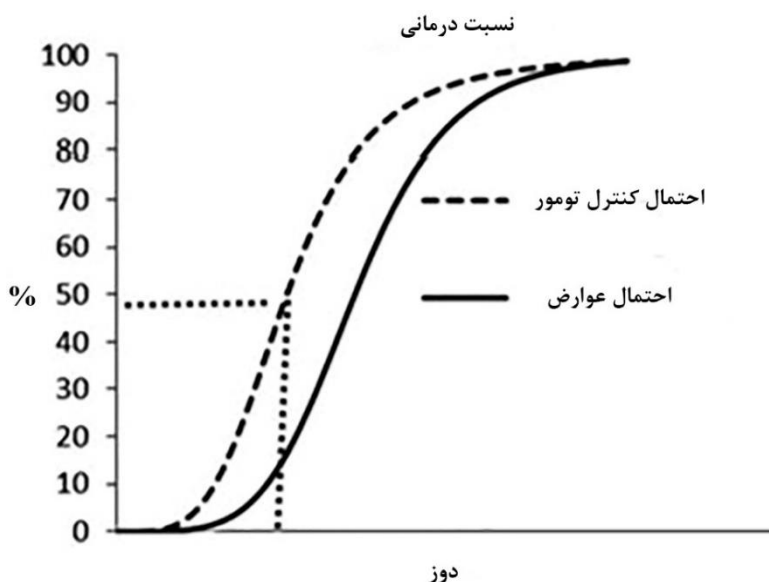
در درمان‌های پرتودرمانی پس از در نظر گرفتن عوامل ذکر شده در موفقیت و موارد دیگر، مفهوم حساسیت پرتویی ذاتی به چارچوب اضافه شد تا ناتوانی توضیح در سطح مکانیکی و تفاوت در موفقیت درمان برای انواع مختلف تومور را توضیح دهد.

۶-۳. شاخص درمانی

شاخص درمانی (پنجره) مفهومی است که پاسخ دوز برای کنترل تومور (احتمال کنترل تومور

(TCP)^۱ را به منحنی پاسخ دوز برای عوارض بافت طبیعی (احتمال عوارض بافتی نرمال^۲ [NTCP]) مرتبط می‌کند. اطلاعات بیشتر را می‌توانید در رادیوبیولوژی بالینی پایه (جوینر و ون در کوگل ۲۰۱۸) پیدا کنید.

به طور معمول، دوزهای بالاتر برای افزایش احتمال کنترل تومور مورد نیازند، اما سطح آسیب بافت طبیعی را افزایش می‌دهد که منجر به عوارض می‌شود (شکل ۶-۲). تنظیم متغیرهای درمانی از جمله استفاده از داروهایی که بر حساسیت پرتویی سلولی تأثیر می‌گذارند، می‌تواند جداسازی این منحنی‌ها را افزایش دهد و در نتیجه یک پنجره درمانی وسیع‌تر و نتایج درمانی مطلوب‌تری ایجاد کند. در یک موقعیت بالینی، عوامل زیادی مانند اثرات زودرس و دیررس برای آسیب بافت طبیعی، ظهور الگوهای مختلف سمیت و عملی بودن یک رژیم جدید باید در نظر گرفته شود. راحتی کارکنان و بیماران و پیامدهای مالی احتمالی نیز باید در نظر گرفته شود. بنابراین، مفهوم شاخص درمانی در یک محیط بالینی باید نوعی از مدل هزینه ریاضی را نیز در بر گیرد.



شکل ۶-۲. نسبت درمانی/ دوز مورد استفاده برای یک احتمال معین از کنترل تومور منجر به تطابق عوارض درمان با احتمال می‌شود.

1. Tumour Control Probability
2. Normal Tissue Complication Probability

۶-۴. در نظر گرفتن گپ‌های درمانی

در زندگی واقعی، ناگزیر موقعیت‌هایی پیش می‌آید که منجر به تاخیر یا لغو جلسات درمانی می‌شود، مانند بیماری یا دلایل مربوط به خانواده، تعطیلات یا خرابی ماشین. انتظار می‌رود که یک دانشمند بالینی اصول اولیه رادیوبیولوژی را درک کند و بتواند محاسباتی را انجام دهد تا پزشکان را از برنامه‌های دوز و فرکشن آگاه کند و برای جبران فرکشن درمان از دست رفته از محاسبات و راهنمایی‌های RCR در مورد تحویل به موقع پرتودرمانی رادیکال استفاده کند. اهمیت نسبی تاخیر یا فاصله در برنامه‌های درمانی تا حدی به نوع سرطان تحت درمان بستگی دارد. به عنوان مثال، نشان داده شده است که طولانی‌شدن درمان سرطان‌های سلول سنگفرشی سر و گردن برای کنترل کامل تومور مضر است و تا جایی که ممکن است باید از چنین تاخیری اجتناب شود، در حالی که طولانی‌شدن درمان برای یک آدنوکارسینوم با رشد نسبتاً کندتر (در سرطان پروستات) چندان مضر نیست.

دستورالعمل‌های کنونی، بیماران را به صورت زیر گروه‌بندی می‌کند:

گروه ۱: بیماران مبتلا به تومورهایی که به سرعت در حال رشد اند؛ مانند کارسینوم سلول سنگفرشی. درمان آن‌ها نباید بیش از ۲ روز از برنامه اولیه تأخیر داشته باشد.

گروه ۲: بیمارانی که با هدف درمان ریشه‌ای می‌شوند اما تومورهایی با رشد کندتر مانند آدنوکارسینوما دارند. دوره درمان این بیماران نباید بیش از ۵ روز از برنامه اولیه درمان تأخیر داشته باشد.

گروه ۳: درمان بیماران به قصد تسکین. طولانی‌شدن درمان ممکن است باعث تسکین بیمار نشود.

در صورت امکان، تغییرات در برنامه درمانی باید تا حد امکان محافظه کارانه و با توجه به گروه‌های ذکر شده، انجام شود. استراتژی‌ها شامل درمان بیماران در آخر هفته برای جبران فرکشن‌های از دست رفته، درمان دو بار در روز با زمان کافی بین فرکشن‌ها، اصلاح دوز در هر فرکشن، یا افزایش دوز کل برای جبران از دست دادن کنترل تومور و دادن فرکشن‌های اضافی باشد.

اگر تغییراتی در رژیم درمانی پیشنهاد شود، می‌توان از مدل درجه دوم خطی برای مقایسه رژیم‌های درمانی رقیب یا جایگزین با استفاده از مفهوم دوز معادل بیولوژیکی^۱ (BED) استفاده کرد. همچنین از محاسبات BED برای نشان دادن درمان‌های قبلی به عنوان یک دوز معادل در فرکشن‌های ۲ گری (دوز EQD2)^۲ استفاده می‌شود. به طور معمول، ۲ گری در هر فرکشن رایج بوده، بنابراین مطالعات تحمل اندام در معرض خطر^۳ (OAR) اغلب اثراتی معادل ۲ گری در هر فرکشن را گزارش می‌کنند. برای انطباق و اطلاع از محدودیت‌های دوز برای OAR می‌توان از محاسبات BED استفاده کرد.

$$BED = nd \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right] \quad \text{برای بافت طبیعی}$$

$$BED = nd \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right] - K(T - T_{delay}) \quad \text{برای تومور}$$

که در آن n تعداد فرکشن، d دوز فرکشن روزانه، T کل زمان درمان و K عامل دوز روزانه است که برای جمعیت مجدد محاسبه می‌شود.

مطالعه موردی: کنترل تاخیر موجود در درمان پرتودرمانی

برای یک بیمار، ۵۵ گری برای ۲۰ فرکشن تجویز شده که معادل ۲,۷۵ گری در هر فرکشن است. مدت زمان مورد انتظار درمان ۲۶ روز است (درمان به صورت روزانه از دوشنبه تا جمعه به مدت ۴ هفته است، بنابراین شامل سه روز تعطیل آخر هفته می‌شود) اما به دلیل وقفه، درمان این بیمار باید ۴۳ روز دیگر به پایان برسد. بیمار تا کنون ۱۰ فرکشن دریافت کرده است که ۱۰ فرکشن دیگر باقی مانده است. نقش متخصص بالینی پیشنهاد اصلاحات در رژیم درمانی و محاسبه تأثیر بالقوه بر اثر بیولوژیکی مورد انتظار از دوز تجویز شده اولیه است.

مؤلفه‌ها:

از مدل خطی درجه دوم و BED استفاده کنید.

1. Biological Equivalent Dose
2. Equivalent Dose in 2 Gy fractions
3. Organ at risk

برای تومور:

$$BED = nd \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right] - k(T - T_{\text{delay}})$$

برای سرطان عمومی: $K = 0.42 \text{ Gy/day}$

برای درمان‌های معمول: $T_{\text{delay}} = 28 \text{ day}$

محاسبه کنید برای $\alpha/\beta = 10 \text{ Gy}$ (مقدار استاندارد تومور)

برای بافت طبیعی:

$$BED = nd \left[1 + \frac{d}{\alpha/\beta} \right]$$

استفاده از $\alpha/\beta = 3 \text{ Gy}$

BED تجویز شده:

بافت معمولی: $BED = 105.4 \text{ Gy}_3$

تومور: $BED = 70.1 \text{ Gy}_{10}$

گزینه‌ها:

۱. هیچ تغییری در فرکشن‌های درمان ایجاد نکنید.

زمان درمان ۱۷ روز افزایش می‌یابد، با $T - T_{\text{delay}} = 15 \text{ day}$

بافت طبیعی:

$BED = 105.4 \text{ Gy}_3$ طبق تجویز

تومور:

$BED = 63.8 \text{ Gy}_{10} (-9.0\%)$

۲. اضافه کردن فرکشن در پایان

زمان کلی درمان به ۴۴ روز افزایش می‌یابد.

بافت طبیعی:

$BED = 110.7 \text{ Gy}_3 (+5.0\%)$

تومور:

$3 \text{ BED} = 66.9 \text{ Gy}_{10} (-4.6\%)$

۳. افزایش دوز در هر فرکشن برای حفظ BED تومور

BED تومور:

نیاز به محاسبه برای کاهش $BED = 6.3Gy10$

BED مورد نیاز برای تومور $76.4 Gy10$

قبلاً $35.1 Gy10$ واگذار شده - خروجی $41.3 Gy10$

دوز مورد نیاز در هر فرکشن $3.1 Gy(+12.7\%)$

BED بافت طبیعی:

تاکنون در ۱۰ فرکشن $2.75Gy=52.7Gy3$ دریافت شده است.

به طور کلی $BED=115.7 Gy3 (+9.8\%)$ NT است.

در کل توصیه نمی‌شود که BED بافت طبیعی را بیش از ۵٪ افزایش دهید، چون بهترین گزینه ممکن نیست.

۴. دوز را به ازای هر فرکشن به مقدار متوسط افزایش دهید.

دوز را در هر فرکشن به اندازه ۲٫۹ گری افزایش دهید.

BED تومور:

۱۰ فرکشن با $2.75 Gy = 35.1 Gy10$

۱۰ فرکشن با $2.9 Gy = 37.4 Gy10$

کاهش در BED به دلیل گسترش $6.3Gy10$

به طور کلی $BED = 66.2 Gy10 (-5.6\%)$

BED در بافت طبیعی:

۱۰ فرکشن با $2.75 Gy = 52.7 Gy3$

۱۰ فرکشن با $2.9 Gy = 57.0 Gy3$

به طور کلی $BED = 109.7 Gy3 (+4.1\%)$

بحث:

گزینه ۲ یا گزینه ۴ هر دو رویکرد جایگزین معقولی برای اتخاذ خواهند بود، که کاهش مشابهی در BED تومور و افزایش در BED بافت طبیعی ایجاد می‌کنند. این گزینه‌ها توسط انکولوژیست بالینی با این درک که شواهد برای پارامترهای رادیوبیولوژیکی ناچیز است و اصلاحات درک نشده است، مورد بحث قرار می‌گیرند، بنابراین این محاسبات دارای درجه بالایی از عدم قطعیت هستند. در نهایت، انکولوژیست بالینی مسئول تجویز تغییرات در رژیم درمانی بر اساس این محاسبات خواهد بود.

۶-۵. شتاب‌دهنده‌های خطی

برای درک برخی از مفاهیم که در ادامه درباره برنامه‌ریزی درمان بیمار معرفی می‌شوند، مرور مختصر برخی از فناوری‌های موجود در دستگاه‌های درمانی مدرن مفید است. شتاب‌دهنده‌های خطی "اسب‌های کار" پرتودرمانی خارجی^۱ (EBRT) هستند. شتاب‌دهنده‌های خطی مدرن، ماشین‌های فنی پیشرفته‌ای هستند که می‌توانند پرتوهای ایکس با انرژی بالا (معمولاً ۶ و ۱۰ مگاولت) و پرتوهای الکترونی را با دقت بسیار زیاد تحویل دهند. پرتوها را با دقت میلیمتری به نقاط دقیق هدف تحویل دهند و همچنین پارامترهای دوزیمتری پرتوها می‌تواند با دقت ۱ درصد از اندازه‌گیری‌های پایه، قابل تکرار باشند. شتاب‌دهنده‌های خطی دارای قابلیت‌های تصویربرداری برای کمک به تنظیم دقیق بیمار هستند. جزئیات بیشتر را می‌توان در کتاب راهنمای فیزیک پرتودرمانی (Mayles و همکاران ۲۰۰۷) یافت.

نقش متخصص بالینی این است که اطمینان حاصل کند که شتاب‌دهنده‌های خطی پس از نصب به درستی راه‌اندازی می‌شوند تا عملکرد پایه را تضمین کنند و همچنین باید دستگاه را مطابق با دستورالعمل‌ها و استانداردهای ملی کالیبره کنند. لازم است که دوز تحویلی به بیمار به طور دقیق و درست مشخص و درک شود و اینکه دوز یک دستگاه با دستگاه دیگر نه تنها در یک بیمارستان بلکه بین بیمارستان‌ها مطابقت داشته باشند. پس از نصب، نظارت بر رویه‌های QC مداوم بسیار مهم است تا اطمینان حاصل شود که دستگاه به عملکرد مورد انتظار ادامه می‌دهد. الزامات کالیبراسیون و QC با جزئیات بیشتر در بخش ۳-۱۰-۶ مورد بحث قرار گرفته است.

متخصصان بالینی همچنین مسئولیت اطمینان از اجرای ایمن خدمات پرتودرمانی و مطابقت با الزامات قانونی را بر عهده دارند. (مثلاً مقررات مربوط به پرتوهای یونیزان (مواجهه‌های پزشکی) [IRMER] و مقررات پرتوهای یونیزان^۲ [IRR] که در فصل ۷ توضیح داده شده است). درک محدودیت‌های تکنیک درمان، از جمله فیزیک ارسال و تعاملات پرتو در داخل بدن بیمار نیز مهم است، به طوری که می‌توان توصیه‌های مناسبی به همکاران بالینی در مورد روش بهینه استفاده از EBRT به نفع بیماران سرطانی ارائه کرد.

1. External beam radiotherapy
2. Ionizing Radiation Regulations

متخصصان بالینی با سایر گروه‌های کارکنان، مانند تکنسین‌های مهندسی که مسئول تعمیر و نگهداری هستند، کار می‌کنند تا هرگونه انحراف عملکرد به سرعت شناسایی و در صورت لزوم اصلاح شود. این اطلاعات، همراه با درک دقیق پیامدهای احتمالی انحراف در عملکرد تجهیزات درمان بیمار و سپس برای ابداع یک اقدام مناسب مورد استفاده قرار گیرد. شروع فرایندهای تنظیم و ترمیم به عنوان فیزیک پرتودرمانی به محض شناسایی انحرافات در عملکرد همیشه عملی نیست، اما ارزیابی پیامدهای هرگونه انحراف می‌تواند برای اطلاع از یک دوره اقدام مناسب اطلاع رسانی استفاده شود. این می‌تواند برای توجیه خارج کردن دستگاه از استفاده بالینی، برنامه‌ریزی نگهداری و QC یا محدود کردن دستگاه برای استفاده کمتر باشد. دانش و تجربه متخصصان بالینی از فیزیک و مهندسی، همراه با دانش رادیوبیولوژی و بالینی از تعاملات پرتو با بیمار، زیربنای این تصمیم‌گیری است.

۶-۵-۱. اجزای اصلی شتاب‌دهنده خطی

یک شتاب‌دهنده خطی شامل منبع الکترون‌هاست که الکترون‌ها در آن با استفاده از میکرو موج‌های قدرتمند شتاب داده می‌شوند تا به انرژی مورد نیاز برسند. برای تولید پرتو ایکس، الکترون‌های شتاب داده شده با یک هدف فلزی سنگین، معمولاً تنگستن، برخورد می‌کنند و پرتوهای ایجاد شده به سمت تومور در بیمار هدایت می‌شود. شکل ۶-۳ شماتیک یک شتاب‌دهنده خطی پزشکی معمول را نشان می‌دهد. شتاب‌دهنده به گونه‌ای طراحی شده است که تخت، کولیماتور و گانتری می‌توانند حول یک نقطه در فضا بچرخند که آن ایزوستر نامیده می‌شود. این وضعیت اجازه می‌دهد تا پرتو از هر زاویه‌ای به سمت بیمار تابانده شود. فاصله منبع پرتو تا سطح بیمار را فاصله کانون تا سطح^۱ (FSD) می‌گویند. از یک میدان نوری استفاده می‌شود تا محل تابش پرتو روی سطح نشان داده شود و همچنین با تصویر سایه‌ای شبکه‌ای عمود بر هم که در محور مرکزی پرتوها قرار دارد، محور مرکزی پرتو مشخص می‌شود.

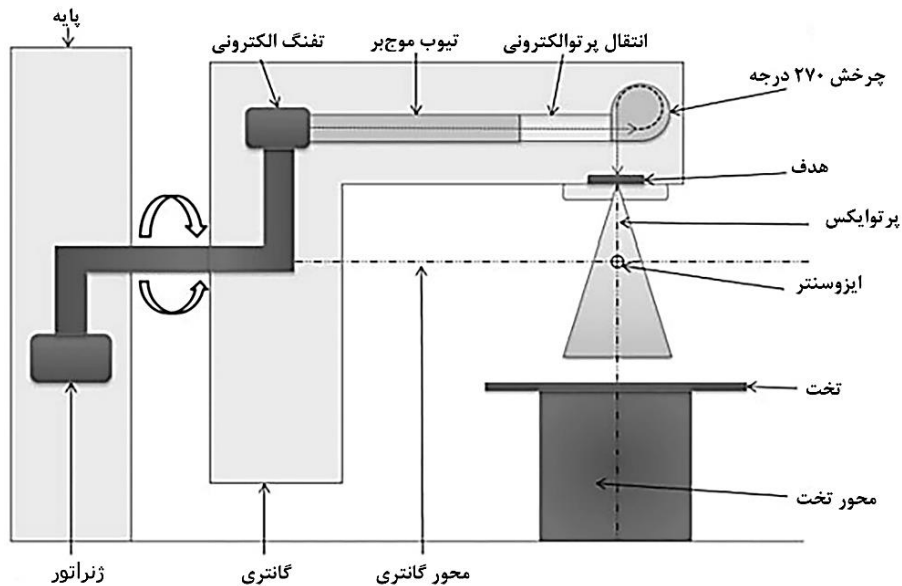
اجزای اصلی یک شتاب‌دهنده خطی شامل موارد زیر است:

۶-۵-۱-۱. تفنگ الکترونی

تفنگ الکترونی از طریق فرایند ترمیونیکی، الکترون تولید می‌کند. دو نوع تفنگ در

1. Focus to Surface Distance

شتاب‌دهنده‌های فعلی استفاده می‌شود. یک نوع از پالس‌های ولتاژ به کاتد و نوع دوم از پالس‌های ولتاژ اعمال شده به شبکه برای کنترل الکترون‌ها استفاده می‌کند. مهم است که تولید الکترون با ژنراتور میکروموج هماهنگ باشد. چونکه عمل میکروموج‌ها بر روی الکترون‌ها در یک موج‌بر باعث شتاب گرفتن الکترون‌ها می‌شوند.



شکل ۶-۳. شماتیک شتاب دهنده خطی در حالت ارسال فوتون

۶-۵-۱-۲. ژنراتور میکروموج

از میکروموج‌های پر قدرت برای شتاب دادن به الکترون‌ها استفاده می‌شود. آن‌ها را می‌توان با یک مگنترون یا یک کلیسترون تولید کرد. مگنترون به طور موثر یک نوسانگر میکروموج با قدرت بالا است، در حالی که کلیسترون برای تقویت میکروموج‌های کم توان استفاده می‌شود. در هر صورت، میکروموج‌های با قدرت بالا به موج‌بر تزریق و با الکترون‌ها هماهنگ می‌شود.

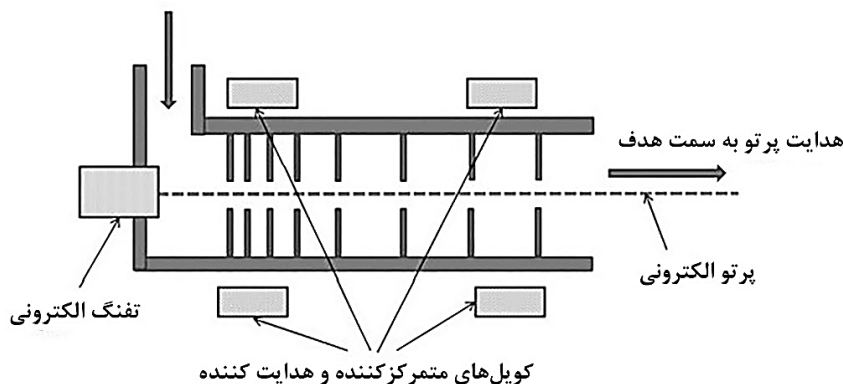
۶-۵-۱-۳. مدولاتور

مدولاتور برای ارائه پالس‌های ولتاژ بالا طراحی شده است که به مگنترون یا کلیسترون اجازه می‌دهد میکروموج‌های با قدرت بالا تولید کند. مدولاتورهای خطی که در شتاب‌دهنده‌های خطی مدرن استفاده می‌شوند، به کمک یک خط انتقال مصنوعی (مجموعه‌ای از خازن‌ها و القاگرهای متوالی) به گونه‌ای طراحی شده‌اند تا انرژی مورد نیاز را ذخیره کنند. پالس ولتاژ بالا

از طریق یک ترانسفورماتور پالس از طریق تایراترون تخلیه می‌شود. مهم است که پالس‌های ولتاژ بالا به دست آمده تنظیم شوند زیرا تغییرات در پارامترهای پالس می‌توانند در نهایت منجر به تغییر در خروجی شتاب‌دهنده خطی شود.

۴-۱-۵-۶. تیوب موج بر

موج‌بر شتاب‌دهنده یک استوانه فلزی است که در خلاء قرار دارد. استوانه توسط بخش‌های جداکننده و اشرفی از هم جدا می‌شود که به پرتو الکترونی اجازه می‌دهد از مرکز موج‌بر عبور کند (شکل ۴-۶). میکروموج‌های پر قدرت تزریق شده، میدان‌های الکتریکی نوسانی را در موج‌بر ایجاد می‌کنند و الکترون‌ها از این میدان الکتریکی انرژی می‌گیرند. ابعاد بخش‌های موج‌بر مهم است. در ابتدا، برای یک موج‌بر در حال حرکت، بخش‌های کوتاه‌تر برای دسته‌بندی کردن الکترون‌ها عمل می‌کنند و با افزایش سرعت، انرژی آن‌ها را افزایش می‌دهند. با نزدیک شدن الکترون‌ها به سرعت نور، حفره‌ها طولانی‌تر و طول یکنواخت‌تر می‌شوند، زیرا انرژی القاشده به الکترون‌ها از افزایش جرم نسبیتی به جای افزایش سرعت بدست می‌آید.



شکل ۴-۶. شماتیک یک موج‌بر الکترونی

۴-۱-۵-۶. انتقال پرتو الکترونی و تولید فوتون

از یک سری لوله‌های خلاء، آهن‌رباهای چرخان، کویل‌های متمرکز و حلقه‌های هدایتی برای هدایت الکترون‌های شتاب‌یافته از موج‌بر به سمت هدف پرتوهای ایکس استفاده می‌شوند. برای تولید کارآمد پرتوهای ایکس، از ماده‌ای با عدد اتمی بالا استفاده می‌شود که معمولاً تنگستن است. در انرژی‌هایی که معمولاً مورد استفاده قرار می‌گیرند (۶ یا ۱۰ MV)، پرتوها

عمدتاً در جهت رو به جلو و از طریق برهمکنش برمسترالانگ تولید می‌شوند. کنترل موقعیت پرتو روی هدف به منظور ایجاد یک پروفایل پرتو ثابت، بسیار مهم است. شتاب‌دهنده‌های مدرن می‌توانند بین تولید پرتو، همانطور که قبلاً توضیح داده شد و تولید الکترون، با جایگزین کردن هدف تنگستن با یک فویل پراکنده، جابه‌جا شوند.

۶-۵-۱-۶. کولیماتور اولیه

کولیماتور اولیه بزرگ‌ترین میدان موجود را تعریف می‌کند. به طور معمول، شدت پرتو در کل میدان با استفاده از یک فیلتر هموارکننده، یکنواخت می‌شود. اگرچه می‌توان برخی از ماشین‌ها را در حالت «بدون فیلتر هموارکننده» راه‌اندازی کرد، ولی به طور موثر باعث افزایش نرخ دوز می‌شود. در صورتی که دستگاه الکترون تولید کند، فیلتر هموارکننده نیز از مسیر پرتو حذف می‌شود.

۶-۵-۱-۷. اتاقک یونیزاسیون دوگانه

اتاقک یونیزاسیون بخشی جدایی‌ناپذیر از سیستم نظارت و کنترل دوز است. این برای ارائه سیگنال در چهار بخش طراحی شده است که در مدارهای بازخورد متصل به سیستم هدایت پرتو استفاده می‌شود. اگر سیستم انتقال پرتو به درستی تنظیم نشده باشد یا دارای خطا باشد، ویژگی‌های پایه پرتو مانند تقارن^۱ و تخت‌شدگی^۲ آن می‌تواند از حد تحمل خارج شوند و از نظر بالینی غیرقابل قبول باشد. در چنین شرایطی می‌توان خطاها را با استفاده از این اتاقک یونیزاسیون و مدارهای بازخورد کنترل کرد. اتاقک یونیزاسیون نیز برای تعیین و کنترل میزان تابش ارسالی توسط شتاب‌دهنده طراحی شده است. طراحی دوگانه یک ویژگی ایمنی برای ایجاد پشتیبانی است، بنابراین نقصی که در یک اتاقک یونیزاسیون اتفاق می‌افتد باعث انتقال دوز اضافی به بیمار نمی‌شود.

۶-۵-۱-۸. کولیماتورهای ثانویه

کولیماتورهای ثانویه از چهار بلوک یا فک تشکیل شده‌اند که معمولاً از تنگستن ساخته می‌شوند. موقعیت نسبی بلوک‌ها قابل تنظیم است و برای تعریف یک میدان مستطیلی یا مربعی در ایزوستر شتاب‌دهنده خطی استفاده می‌شود.

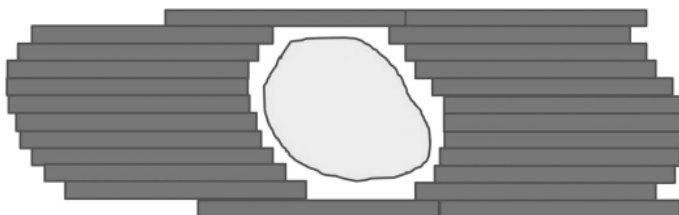
1. symmetry
2. flatness

۶-۵-۹. وج‌ها^۱

در بسیاری از موارد، یک پرتو یکنواخت دوز بهینه را نمی‌دهد و باید پروفایل پرتو شکل داده شود. برای تغییر توزیع دوز و کاهش تدریجی پرتو در کل میدان می‌توان از یک وج فیزیکی استفاده کرد. در برخی از ماشین‌ها، عملکرد مشابهی با استفاده از وج‌های دینامیک ارائه می‌شود، جایی که یکی از فک‌های کولیماتور ثانویه به طور خودکار در سراسر میدان در حالی که پرتوها تابانده می‌شوند، هدایت می‌شود و تغییر مشابهی در توزیع دوز در مقایسه با وج فیزیکی ایجاد می‌کند.

۶-۵-۱۰. کولیماتور چند برگی (MLC)^۲

یک کولیماتور چند برگی (MLC)، مانند آنچه در شکل ۵-۶ نشان داده شده است، کنترل بیشتری را بر شکل‌دهی پرتو فراهم می‌کند. MLC در مقایسه با استفاده از میدان‌های مربعی تعریف شده توسط کولیماتورهای ثانویه، به میدان‌ها اجازه می‌دهد تا با حجم مورد نظر مطابقت بیشتری داشته باشد. طرح‌های مختلفی با تعداد و عرض برگه‌های متفاوت وجود دارد، اما برای همه سیستم‌ها، موقعیت هر برگ را می‌توان به طور مستقل کنترل کرد. MLC را می‌توان در حالت استاتیک برای تعریف یک شکل پیچیده استفاده کرد. همچنین آن‌ها می‌توانند در حالت دینامیک مورد استفاده قرار گیرند، که در آن موقعیت برگ‌ها به طور مداوم تنظیم می‌شوند در حالی که پرتوها تابانده می‌شوند، که این امکان کنترل بالایی بر روی گرادیان دوز و انطباق را فراهم می‌کند. یک تکنیک تحویل درمان به نام پرتو درمانی با شدت تعدیل شده IMRT- حال حاضر از IMRT معمولاً در جایی استفاده می‌شود که گانتتری به دور بیمار می‌چرخد و در عین حال پرتو را با استفاده از MLC تعدیل می‌کند و نرخ دوز و سرعت گانتتری را تغییر می‌دهند.



شکل ۵-۶. کولیماتور چند برگی مطابق با شکل هدف

1. Wedge
2. Multi-Leaf Collimator

۶-۶. طراحی درمان

هدف از برنامه‌ریزی، درمان حجم هدف تومور (که گاهی به آن حجم هدف برنامه‌ریزی^۱ [PTV] گفته می‌شود) با دوز یکنواخت و همچنین به حداقل رساندن دوز برای اندام‌های در معرض خطر (OAR) و بافت‌های سالم است. به طور کامل در برنامه‌ریزی درمان بالینی شرح داده شده است (پارکر و پاتروچینیو ۲۰۰۵). این هدف را می‌توان با هدایت پرتو در زوایای مختلف در اطراف بیمار به دست آورد. این روش موجب پخش دوز کم در سراسر بافت‌های اطراف تومور می‌شود و از تجمع دوزهای بالای موضعی در نقاط ورودی و خروجی پرتو جلوگیری می‌کند. هنگام کار در برنامه‌ریزی درمان، متخصصان بالینی در چندین جنبه از فرایند برنامه‌ریزی درمان مشارکت دارند، از جمله:

- طراحی پروتکل‌های موضعی (متخصصان بالینی می‌توانند در آزمایش‌های بالینی، طراحی پروتکل‌ها و ارزیابی طرح‌های درمانی شرکت کنند)
- اجرای تکنیک‌های درمانی جدید، به عنوان مثال: روش‌های درمانی حبس نفس، برنامه‌ریزی IMRT یا استفاده از داده‌های پرتو بدون فیلتر هموارکننده برای برنامه‌ریزی درمان
- انجام بررسی‌های مستقل از دوز در برنامه‌های درمانی
- بررسی یکپارچگی سیستم برنامه‌ریزی
- بررسی خطاهای راه‌اندازی برای اطلاع از دستورالعمل‌های حاشیه PTV
- مشاوره در مورد محاسبه دوز: به عنوان مثال: دوز به ضربان ساز قلب، محاسبات BED/EQD2، ارزیابی دوز برای ملاحظات درمان قبلی / همپوشانی، ارزیابی دوز برای مواجهه ناخواسته با درمان. محاسبات دوز برای اطلاع پزشک معالج از محدودیت‌های احتمالی دوز استفاده می‌شود.
- مشاوره در مورد تکنیک‌ها یا روش‌های مورد استفاده در یک مورد درمانی
- انجام QC هنگامی که ارتقاء نرم‌افزار انجام می‌شود یا نرم‌افزار جدید پیاده‌سازی می‌شود.

این فهرست کامل نیست - جنبه‌های زیادی در فرایندهای برنامه‌ریزی درمان وجود دارد که نیاز به توجه یک متخصص بالینی دارد تا ارائه ایمن پرتودرمانی را امکان‌پذیر سازد.

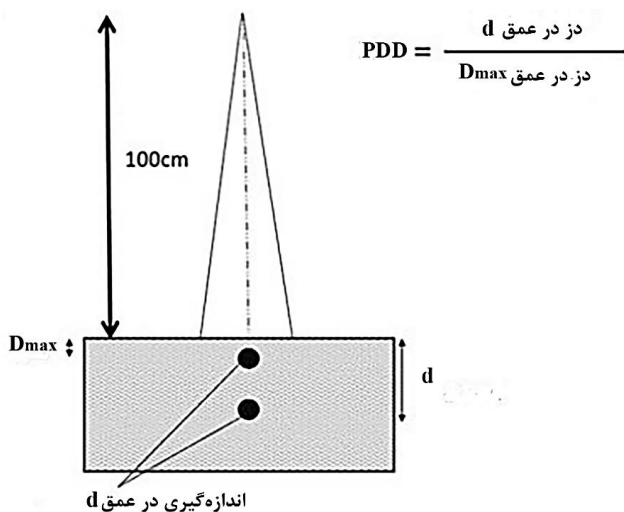
۶-۱. اصول اولیه طراحی درمان

اکثر درمان‌های پرتودرمانی با استفاده از پرتوهای خارجی پرتوهای ایکس با انرژی MV انجام می‌شود، البته از الکترون‌ها و پرتوهای ایکس با انرژی kV نیز برای درمان تومورهای سطحی استفاده می‌شود. انتخاب روش درمان بستگی به موقعیت هدف در بدن بیمار دارد که با در نظر گرفتن اینکه انرژی پرتو باید چگونه در بدن جذب شود، هدایت می‌شود. به طور معمول، پرتوهای ۶ تا ۱۰ MV برای تومورهای عمیق استفاده می‌شود، زیرا این پرتوها نفوذ مورد نیاز و دوز سطحی قابل قبول را ارائه می‌دهند. یکی از ویژگی‌های اساسی پرتوهای MV این است که حداکثر دوز در چند سانتی‌متر زیر سطح پوست ایجاد می‌شود و عمق واقعی به انرژی پرتو بستگی دارد. از نظر درمان، این اثر حفاظت از پوست نامیده می‌شود. اثر حفاظت از پوست مفید است؛ زیرا می‌تواند اثر ورود پرتوهای تابشی را در بافت پوست کاهش دهد. اگر دوز پوست کنترل نشود، واکنش‌های پوست به تابش می‌تواند به قدری شدید باشد که درمان بیمار باید برای بهبود پوست متوقف شود. اندازه‌گیری منحنی‌های درصد دوز عمقی^۱ (PDD) ابزاری برای تعیین کمیت موقعیت حداکثر دوز در آب است. به عنوان یک متخصص بالینی، ممکن است مشغول توضیح اندازه‌گیری‌های PDD برای سایر گروه‌های کارکنان باشید تا به روش درمان و انتخاب انرژی برای یک موقعیت بالینی خاص کمک کنید.

۶-۱-۶. درصد دوز عمقی (PDD)

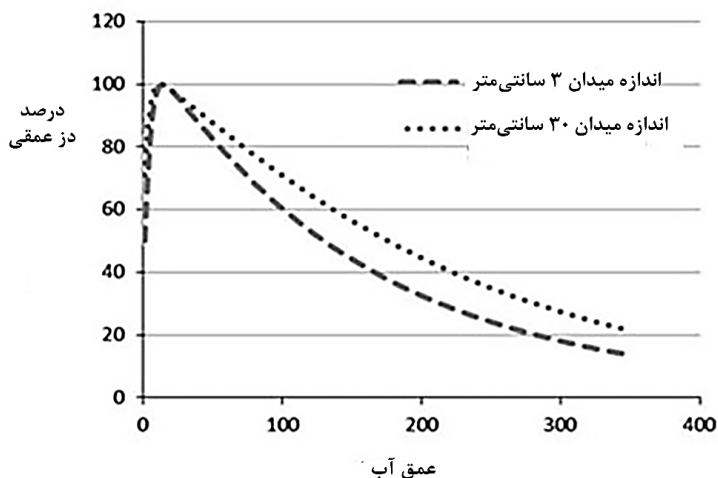
PDD تغییر دوز را با عمق بیان می‌کند. معمولاً در محور مرکزی، حداکثر دوز (D_{max}) به ۱۰۰٪ نرمال‌سازی می‌شود. PDD در مخزن آب به وسیله اسکن کردن با آشکارساز مناسب در فاصله کانون تا سطح (FSD) اندازه‌گیری می‌شود. (شکل ۶-۶(a)) یک PDD برای یک پرتو ۶MV در شکل ۶-۶(b) نشان داده شده است.

برهمکنش اصلی پرتوها با انرژی MV با بافت‌ها، پراکندگی کامپتون است. الکترون‌های ایجاد شده با دور شدن از نقطه برهمکنش، دوز را رسوب می‌دهند، بنابراین حداکثر دوز در عمق رخ می‌دهد. از آنجایی که الکترون‌های بیشتری به سمت محور مرکزی پرتو نسبت به اطراف پراکنده می‌شوند، در ابتدا با فاصله از سطح، میزان دوز افزایش می‌یابد. دوز بیشینه هنگامی رخ می‌دهد که پراکندگی الکترونی به تعادل رسیده است به گونه‌ای که تعداد الکترون‌هایی که به سمت محور مرکزی پراکنده می‌شوند برابر با تعداد الکترون‌هایی است که از آن دور می‌شوند. دوز سطحی به دلیل آلودگی الکترونی پرتو به دلیل برهمکنش در سر شتاب‌دهنده خطی است.



(ب)

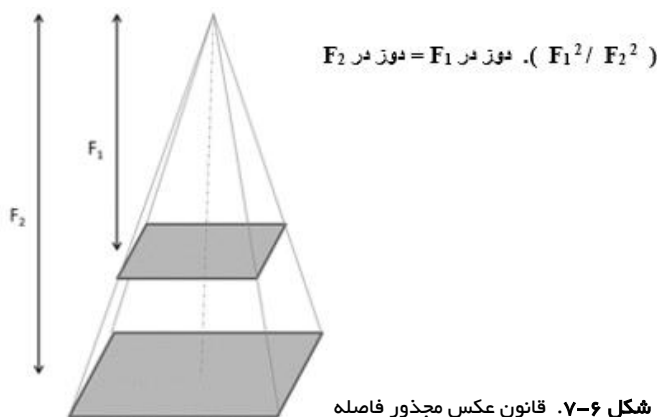
درصد دز عمقی برای پرتوهای ۶ مگا ولت در میدان های مختلف



شکل ۶-۶. الف) تنظیم اندازه گیری درصد عمق دوز (ب) منحنی PDD 6 MV

دوز به دو دلیل با عمق تغییر می کند: اول اینکه پرتوها دچار جذب و پراکندگی می شوند و دوم به دلیل واگرایی پرتو با افزایش فاصله از هدف. منبع پرتو اولیه، هدف شتاب دهنده خطی است و قطر آن ۱-۲ میلی متر است. پرتوهای ایکس که از منبع خارج می شوند، با افزایش فاصله از منبع، واگرا می شوند که این امر منجر به افزایش اندازه میدان با افزایش فاصله و به تبع آن

کاهش در شار پرتو می‌شود. اگر منبع پرتوهای ایکس به صورت تقریبی یک منبع نقطه‌ای باشد، تغییر اندازه میدان متناسب با مجذور فاصله از منبع است. بنابراین، نفوذ با افزایش فاصله کاهش می‌یابد و دوز متناسب با عکس مجذور فاصله از منبع داده می‌شود که قانون عکس مجذور فاصله نامیده می‌شود (شکل ۶-۷).



طبق قانون پراکندگی و هم قانون عکس مجذور فاصله، افزایش عمق باعث کاهش دوز جذبی می‌شود. دوز در عمق تحت تأثیر پرتوهای پراکنده شده در محور مرکزی از جاهای دیگر در فانتوم قرار می‌گیرد و به همین دلیل PDD باید در فانتوم بزرگتر از اندازه میدان اندازه‌گیری شود. به این معنی است که شیب PDD با افزایش اندازه میدان کاهش می‌یابد، همانطور که در شکل ۶-۶ (b) نشان داده شده است.

۶-۱-۶-۲. PDD برای پرتو الکترونی

هنگامی که تومور نزدیک سطح پوست و یا تا عمق ۶ سانتی‌متری قرار داشته باشد و همچنین اگر بافت آسیب‌پذیری در بالای تومور باشد، الکترون‌ها روش درمانی مناسبی هستند. به طور معمول، از الکترون‌های ۴-۲۰ MeV به خاطر ویژگی‌های مربوط به PDD استفاده می‌شوند. (شکل ۶-۸(a)). الکترون‌ها امکان درمان تومورهای سطحی را با حفظ بافت‌های سالم عمیق‌تر فراهم می‌کنند. این به دلیل سطح نسبتاً مسطح در چند سانتی‌متر اول PDD الکترون است که به دنبال آن کاهش سریع دوز رخ می‌دهد. این کاهش برای انرژی‌های بالاتر (< 15 مگا‌ولت) شیب کمتری دارد و بنابراین بافت سالم فراتر از تومور ممکن است هنگام درمان با الکترون‌های پرانرژی‌تر، دوز قابل توجهی دریافت کند. مفیدترین انرژی‌ها ۴ تا ۲۰ مگا الکترون‌ولت است که می‌تواند برای درمان تومورها تا عمق ۶ سانتی‌متری مورد استفاده

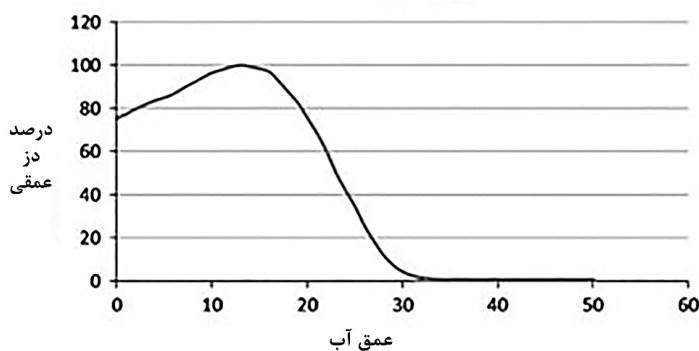
قرار گیرد. الکترون‌ها برای درمان سرطان‌های پوست به ویژه لب، بینی و گوش و همچنین شکاف‌های جراحی و تومورهای باقی مانده ایده آل هستند.

۶-۱-۳. ویژگی‌های PDD برای پرتوهای ایکس سطحی

پرتو ایکس سطحی، نفوذ محدودی دارد؛ بنابراین فقط می‌تواند برای درمان ضایعات نزدیک یا روی سطح پوست، در عمق بافت ۲ تا ۱۰ میلی‌متر، استفاده شود (شکل ۶-۸(b)). معمولاً می‌توان از پرتو ایکس ۸۰ تا ۲۲۰ کیلوولت استفاده کرد. در بریتانیا، بیشتر درمان‌های سطحی برای سلول‌های سرطانی بازال است.

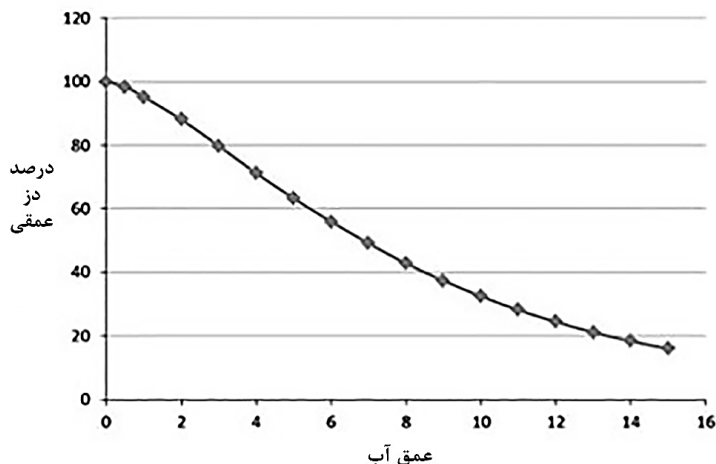
درصد دز عمقی برای الکترون‌های با دز ۶ مگاولت در اپلیکاتور ۱۰×۱۰

(الف)



(ب)

درصد دز عمقی برای پرتو ایکس ۲۲۰ کیلوولت پیک



شکل ۶-۸. (الف) PDD برای الکترون‌های ۶ MeV (ب) PDD برای پرتو ایکس سطحی

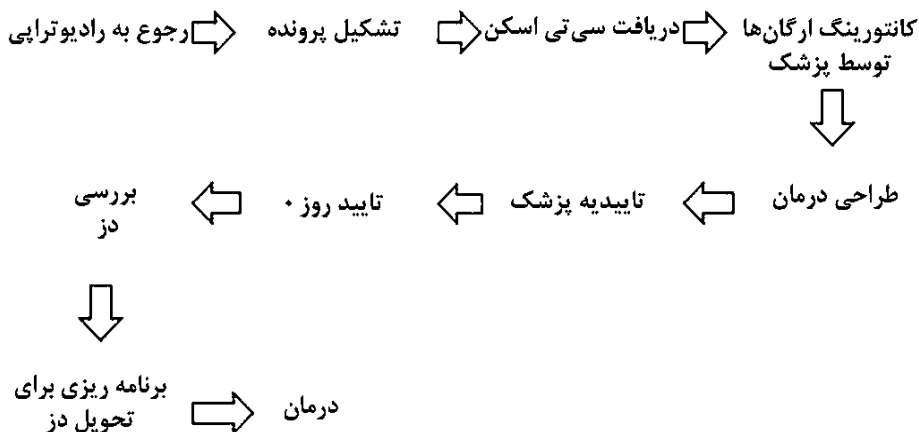
۶-۷. آمادگی برای درمان

شکل ۶-۹ و جدول ۶-۲ مراحل عادی را نشان می‌دهد که در طی آماده سازی درمان اتفاق می‌افتد. لازم به ذکر است که مسیر خلاصه شده در اینجا می‌تواند از مرکز به مرکزی دیگر متفاوت باشد.

۶-۷-۱. بی‌حرکتی بیمار

برای اینکه پرتودرمانی به طور دقیق انجام شود، بیمار باید در موقعیتی راحت و باثبات قرار گیرد که دسترسی خوبی به ناحیه درمان ایجاد شود و بتوان به راحتی در طول یک جلسه درمان ۱۰ تا ۲۰ دقیقه‌ای از آن نگهداری کرد. ممکن است چندین استراتژی بسته به محل درمان به کار گرفته شود که متداول‌ترین آن‌ها بعداً توضیح داده می‌شود.

کیسه‌های خلاء کیسه‌های لوبیایی هستند که می‌توان هوا را از آن خارج کرد و سپس آن را مهر و موم کرد، به طوری که شکل کیسه به دست آمده با خطوط بیمار مطابقت داشته باشد. این‌ها مخصوصاً برای درمان تومورها در نواحی قفسه سینه و شکم مفید هستند (شکل ۶-۱۰(a)). تخته‌های قفسه سینه ممکن است با تکیه‌گاه‌های قابل تنظیم برای نگه داشتن بازوهای بیمار برای دسترسی بدون مانع به هدف استفاده شود (شکل ۶-۱۰(b)).



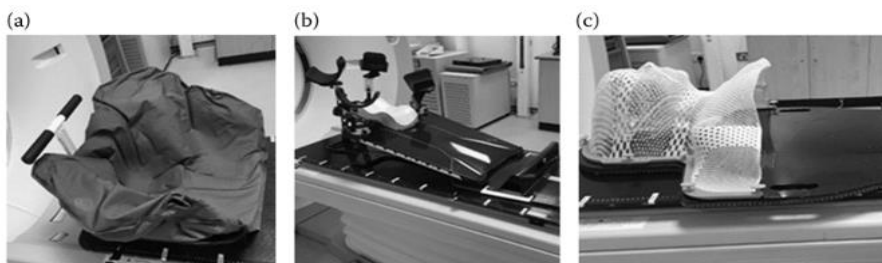
شکل ۶-۹. آماده سازی برای درمان

جدول ۶-۲. مسیر درمان بیمار برای پرتودرمانی خارجی

رجوع به پرتودرمانی	متخصص بالینی بیمار را برای درمان ارجاع می‌دهد. تحت IRMER آن‌ها به عنوان ارجاع دهنده و همچنین پزشک عمل می‌کنند، بنابراین باید نیاز به قرار گرفتن در معرض تابش را در توجیه و متعادل کنند.
تشکیل پرونده و بی‌حرکت‌سازی	در صورت لزوم، بیمار ممکن است مجبور شود در یک جلسه حضور یابد که در آن نیازهای بی‌حرکتی او ارزیابی شود. تیم مسئول ایجاد وسایل کمکی بی‌حرکتی مخصوص بیمار می‌تواند از یک مرکز به مرکز دیگر متفاوت باشد. دوزیمتریست‌ها یا پرتوکارانی درمانی اغلب در این کار دخیل هستند.
سی‌تی اسکن پرتودرمانی (همچنین به عنوان "اسکن برنامه‌ریزی" نیز شناخته می‌شود)	به منظور تهیه یک برنامه درمانی و شبیه‌سازی درمان، یک سی‌تی اسکن دقیق مورد نیاز است. اسکن باید با استفاده از تجهیزات ثابت‌کننده که در طول درمان مورد استفاده قرار می‌گیرد، انجام شود. این معمولاً روی یک سی‌تی اسکنر با سوراخ پهن در بخش پرتودرمانی که دارای یک تخت است برای تقلید از شتاب‌دهنده خطی به دست می‌آید. واحدهای هانسفیلد سی‌تی اسکنر برای مواد خاص اندازه‌گیری شده است. زمانی که اسکنر سی‌تی برای اولین بار راه‌اندازی شد، اجازه می‌دهد منحنی کالیبراسیون واحد هانسفیلد در مقابل چگالی الکترون تولید شود. این اطلاعات برای موتور محاسبه دوز سیستم برنامه‌ریزی درمان برای مدل‌سازی برهمکنش تابش در بافت انسانی ضروری است. متخصصان بالینی مسئول راه‌اندازی اسکنر سی‌تی و اجرای منحنی کالیبراسیون در سیستم برنامه‌ریزی درمان هستند.
کانتورینگ ارگان‌ها توسط پزشک	انکولوژیست بالینی از سی‌تی اسکن برنامه‌ریزی و هر تصویر تشخیصی مرتبط دیگر در نرم‌افزار برنامه‌ریزی درمان برای علامت‌گذاری حجم هدف برنامه‌ریزی (PTV) که نیاز به درمان دارد استفاده می‌کند. اندام‌های در معرض خطر (OARs) نیز در سی‌تی اسکن، اغلب توسط دوزیمتریست‌ها مشخص می‌شوند.
طراحی درمان	دوزیمتریست‌ها، متخصصان بالینی یا پرتوکارانی درمانی از یک کامپیوتر برنامه‌ریزی درمان برای شبیه‌سازی گزینه‌های درمانی مختلف استفاده می‌کنند تا یک طرح بهینه و خاص برای بیمار تهیه کنند که هدف از درمان PTV را متعادل می‌کند و در عین حال از OARها تا حد امکان صرفه جویی می‌کند. هنگامی که یک طرح ایجاد شد، مهم است که یک فرد جداگانه بررسی‌های مستقلی را بر روی آن انجام دهد تا یکپارچگی طرح را چک کند. این کار اغلب توسط یک متخصص بالینی انجام می‌شود.
تاییدیه پزشک	هنگامی که طرح آماده شد، متخصص انکولوژی بالینی، طرح و اطلاعات دوز موجود در مورد PTV و OARها را بررسی می‌کند و در صورت رضایت، آن را برای استفاده بالینی تأیید می‌کند.

تأیید روز * برای درمان‌های پیچیده، برنامه بیمار قبل از شرکت در اولین درمان تأیید می‌شود تا اطمینان حاصل شود که درمان به ناحیه صحیح هدایت می‌شود. اغلب این کار با استفاده از پرتو ایکس با کیفیت تشخیصی kV انجام می‌شود (CT با پرتو هموار یا مخروطی) روی شتاب‌دهنده خطی که امکان مقایسه اطلاعات آناتومیک با سی‌تی اسکن برنامه‌ریزی را فراهم می‌کند تا اطمینان حاصل شود که بیمار در موقعیت مناسبی برای درمان قرار دارد.	
بررسی دوز مستقل تنظیمات شتاب‌دهنده خطی و محاسبه دوز تولید شده توسط سیستم برنامه‌ریزی درمان به طور مستقل به عنوان یک بررسی حیاتی ایمنی برنامه چک می‌شود.	
برنامه آماده سازی برای تحویل درمان برای انتقال پارامترهای راه‌اندازی به شتاب‌دهنده خطی، از یک سیستم «ثابت و تأیید» استفاده می‌شود. این پارامترها و اطلاعات راه‌اندازی مجدداً توسط پرتوکارانی درمانی به عنوان بخشی از بررسی‌های قبل از درمان چک می‌شوند.	
درمان هنگامی که تمام بررسی‌ها انجام شد و طرح برای استفاده، ایمن در نظر گرفته شد، بیمار برای درمان مراجعه می‌کند. که اغلب شامل نوعی راهنمایی تصویر برای تأیید برنامه بیمار است. اگر تصویربرداری نشان دهد که آناتومی بیمار به طور قابل توجهی تغییر کرده است (مثل تغییر در اندازه تومور، کاهش وزن یا حرکت تومور)، می‌توان از استراتژی‌های دیگری استفاده کرد که ممکن است شامل برنامه‌ریزی مجدد بیمار، با استفاده از یک طرح جایگزین از پیش تعیین شده باشد. برای آن بیمار (به اصطلاح "برنامه روز") یا پرتودرمانی تطبیقی به هنگام، اگرچه تکنیک دوم در حال حاضر به طور گسترده در دسترس نیست.	

در برخی موارد، به ویژه برای سر و گردن که ثابت نگه داشتن آن‌ها دشوار است، لازم است که ثابت‌کننده‌های قوی تری به کار برده شود. معمولاً از مواد ترموپلاستیک برای ساخت پوششی مقاوم که به صورت ثابت بر روی تخت درمان نصب می‌شود، استفاده می‌شود. این پوشش به گونه‌ای طراحی شده‌اند تا بتوانند آن را در صورت بروز هرگونه مشکل بدون دشواری جدا کنند.



شکل ۶-۱. (a) کیسه خلا، مورد استفاده در درمان تومور ریه، (b) تخته سینه که در درمان تومورهای پستان استفاده می‌شود، (c) پوسته‌ای که برای بی‌حرکت کردن ناحیه سر و گردن استفاده می‌شود.

برای تولید یک پوسته مناسب، از یک صفحه تجاری ساخته شده از ماده ترموپلاستیک که در یک قاب متناسب با تخت درمان نصب شده است، استفاده می‌شود. این صفحه تا زمانی که نرم و قابل انعطاف شود در یک حمام آب یا کوره هوای گرم حرارت داده می‌شود.

سپس روی سر و صورت بیمار قرار می‌گیرد و فشار وارد می‌شود تا خطوط بیمار را حفظ کند. هنگامی که خنک شود، ماسک سفت و سختی به شکل بیمار تشکیل می‌دهد که بیمار را در یک موقعیت تکرارپذیر در طول مدت درمان بی‌حرکت می‌سازد [شکل ۶-۱۰(c)].

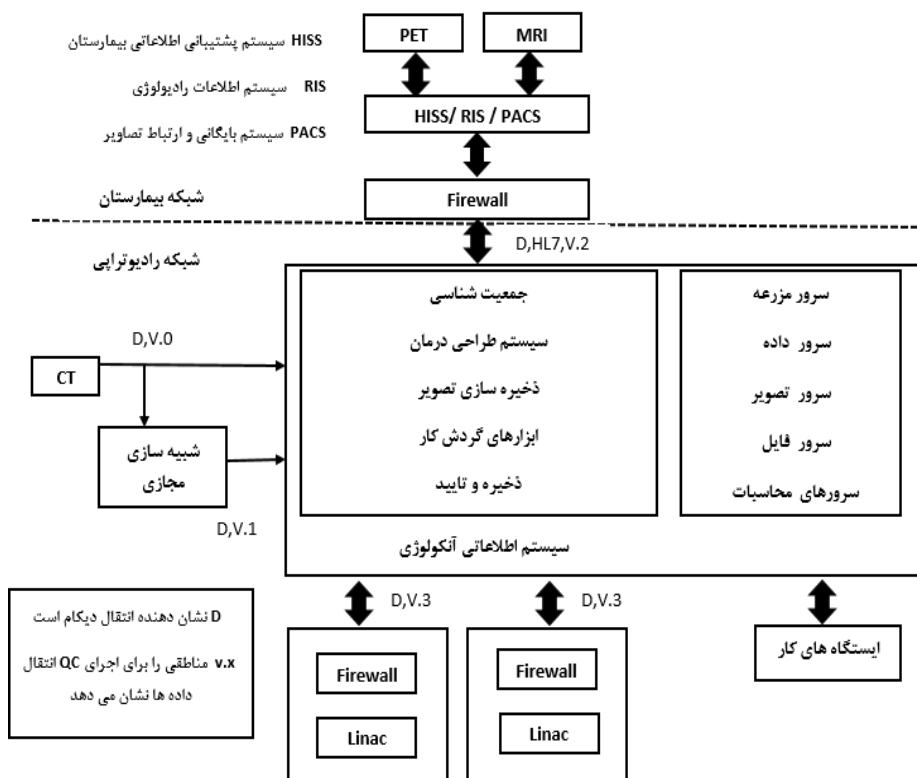
۶-۷-۱. استفاده از داده‌های تصویربرداری برای طراحی درمان

دانشمندان بالینی مسئول بررسی ایمنی و دقت اطلاعات تولید شده توسط تجهیزات مورد استفاده در فرایند برنامه‌ریزی درمان هستند. برنامه‌ریزی درمان به طور معمول با استفاده از سی‌تی اسکن انجام می‌شود. دستگاه‌های سی‌تی اسکن تصاویر آناتومیک از تضعیف پرتو ایکس نسبت به آب در واحدهای هانسفیلد تولید می‌کنند. انتقال صحیح داده‌های سی‌تی و تبدیل واحدهای هانسفیلد به چگالی الکترون برای انجام محاسبات دوز بسیار مهم است. برای بررسی این موضوع، داده‌ها از دستگاه سی‌تی (شامل جهت‌گیری و اطلاعات اولیه بیمار) در قالب تصویربرداری دیجیتال و ارتباطات در پزشکی (DICOM) صادر می‌شوند. تصاویر سی‌تی اسکن به یک پوشه منتقل می‌شوند و متعاقباً از طریق انتقال DICOM به نرم‌افزار شبیه‌سازی مجازی یا نرم‌افزار برنامه‌ریزی درمان و محاسبه دوز وارد می‌شوند. خطاهای گرد کردن در حین انتقال می‌تواند باعث تغییرات بالقوه در اندازه پیکسل، تعداد پیکسل‌ها، ضخامت برش، جهت‌گیری و مقیاس عدد CT شود که می‌تواند منجر به عدم قطعیت در تطابق پرتوهای درمان با آناتومی بیمار شود و به همین دلیل بررسی‌های مربوط به انتقال داده بین سیستم‌ها بخشی از فرایند کنترل کیفیت است.

متخصصان بالینی در تنظیم پروتکل‌های تصویربرداری مورد استفاده در سی‌تی اسکن نقش دارند تا اطمینان حاصل کنند دوز تابش بهینه شده و مناسب با کیفیت تصویر مورد نیاز باشد. این امر مطابق الزامات مقررات تابش یونیزان (مواجهه‌های پزشکی) [IR(ME)R] در سال ۲۰۱۷ انجام می‌شود. همچنین متخصصان بالینی در کنترل‌های روتین کیفیت نیز شرکت دارند تا عملکرد مستمر دستگاه تضمین شود. بهینه‌سازی دوز تابش می‌تواند با همکاری متخصص بالینی مربوط به ایمنی تابش هم صورت گیرد.

۶-۷-۲. مسیر داده

همانطور که در فصل ۱ توضیح داده شد، داده‌ها بین سیستم‌ها در قالب DICOM منتقل می‌شوند. متخصصان بالینی ملزم به درک نیازهای شبکه و سیستم هستند تا از یکپارچگی داده‌ها اطمینان حاصل کنند. شکل ۶-۱۱ مسیر داده مربوط به یک درمان پرتودرمانی را خلاصه می‌کند. انتقال داده‌ها در کل فرایند بین سیستم‌های مختلف باید دقیق باشد تا نتیجه مطلوب بیمار تضمین شود.



شکل ۶-۱۱. نمودار جریان ساده انتقال داده در پرتودرمانی

QC انتقال داده باید قبل و بعد از ارتقاء نرم‌افزار/سخت افزار انجام شود و این توسط یک متخصص بالینی مدیریت می‌شود. این فرایند را می‌توان با مقایسه فایل‌های DICOM قبل و بعد از انتقال انجام داد (به عنوان مثال، با مقایسه v.1، v.2 و v.3 فایل‌های DICOM در شکل ۶-۱۱). با این کار هرگونه مشکل مربوط به خطاهای گرد کردن، قراردادهای ترجمه و

نامگذاری و همچنین حذف داده‌ها مشخص می‌شود. گرد کردن یا انتقال نادرست پارامترهایی مانند اندازه پیکسل، ضخامت برش و فاصله برش در طول فرایند می‌تواند خطاهای سیستماتیک ایجاد کند، به این معنی که یک طرح درمان ممکن است نادرست باشد. نامگذاری نادرست هم می‌تواند باعث تفسیر نادرست داده‌ها در مراحل بعدی روند درمان شود.

۶-۷-۳. پروتکل‌های بالینی و تجویز دوز

پروتکل‌های موضعی توسط یک تیم چند رشته‌ای ساخته می‌شوند و مهم است که همه اعضای تیم پرتودرمانی در هنگام ابداع پروتکل‌های بالینی در آن حضور داشته باشند. این تیم برای بررسی هرگونه تحقیق به روز شده، به عنوان مثال، دستورالعمل‌های RCR (مانند دستورالعمل‌های تقسیم‌بندی (RCR 2019a) RCR)، نتایج کارآزمایی‌های بالینی، گزارش‌های کمیسیون بین‌المللی واحدهای پرتو و اندازه‌گیری ۵۰، ۶۲ و ۸۳ (ICRU، 1993، 1999، 2010)، گروه انکولوژی پرتودرمانی^۱ (RTOG 2020)، اطلس‌های کانتورینگ (RTOG 2020)، مقالات "Quantec" (Bentzen و همکاران ۲۰۱۰) که تجزیه و تحلیل‌های کمی از اثرات بافت طبیعی و هرگونه اطلاعات منتشر شده دیگر را توصیف می‌کنند. تکنیک‌های استفاده شده در یک مرکز محلی به تجهیزات موجود در آن مرکز بستگی دارد. بررسی برنامه درمان ممکن است برای اطلاع از حاشیه PTV مورد استفاده برای یک مکان و تکنیک خاص انجام شود. اگر تجویز دوز از پروتکل انحراف داشته باشد، طرح باید بازنگری شود و دلیل انحراف مستند شود.

۶-۷-۳-۱. قابلیت‌ها و محدودیت‌های ماشین‌های درمان و تجهیزات مرتبط

ایجاد محدودیت‌های درمانی مستند کمک‌کننده است، زیرا در برخی از شرایط تنظیم، شتاب‌دهنده خطی از نظر فیزیکی قادر به دستیابی به تنظیمات لازم نیست. نمونه‌های متداول از آن عبارتند از:

- محدودیت اندازه میدان برای پرتوهای وج ای
- محدودیت اندازه میدان برای دامنه حرکت MLC ها در میدان
- موقعیت ایزوستر برای امکان چرخش گانتری شتاب‌دهنده خطی به دور بیمار
- حداقل تعداد MU برای یک پرتو دینامیک با وج

بعضی از این محدودیت‌ها به صورت سخت‌افزاری در سیستم برنامه‌ریزی درمان کدگذاری می‌شوند. بنابراین برنامه‌هایی نمی‌توانند ساخته شوند که شامل این محدودیت‌های درمانی باشند. اما همه شرایط به صورت سخت‌افزاری در سیستم برنامه‌ریزی کدگذاری نمی‌شوند. پس شناخت این محدودیت‌ها در مرحله برنامه‌ریزی درمان بیمار می‌تواند اطمینان حاصل کند که برنامه‌های تولید شده قابل اجرا بر روی شتاب‌دهنده خطی باشند.

۶-۷-۳. اقدامات لازم برای طراحی درمان

چندین مرحله برای ایجاد یک برنامه درمانی وجود دارد:

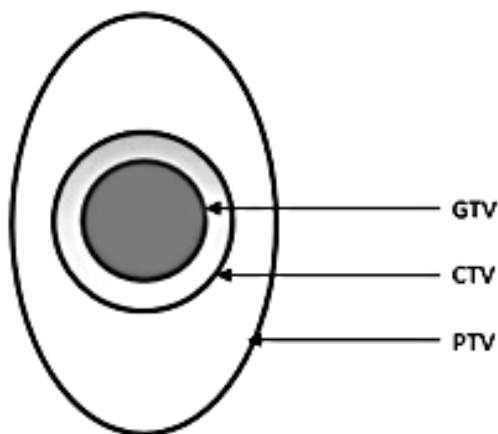
۶-۷-۴. طرح کلی

فرایند برنامه‌ریزی درمان شامل یافتن بهینه‌ترین آرایش و تکنیک برای درمان تومور با حداقل تاثیر بر ارگان‌های در خطر (OAR) می‌باشد. مهم است که در محل درمان، حجم هدف و OAR به طور دقیق مشخص شده باشد. به منظور تشریح تومور هدف، پزشکان به تمام اطلاعات تشخیصی موجود نیاز دارند. سی‌تی اسکن بیمار در وضعیت درمانی انجام می‌شود و همانطور که قبلاً ذکر شد، تصویری از آناتومی بیمار در زمان اسکن ارائه می‌دهد.

ثبت تصویر ابزار مفیدی است که به اسکن‌های تشخیصی اجازه می‌دهد، تصاویر PET-CT یا تصاویر MR با CT پرتودرمانی مطابقت داده شود، که می‌تواند به فرایند ترسیم هدف و ترسیم OAR کمک کند.

هنگام علامت‌گذاری حجم درمان، پزشک باید حجم ناخالص تومور (GTV) و حجم هدف بالینی (CTV) را شناسایی کند. GTV ناحیه‌ای است که می‌توان آن را دید، لمس کرد یا روی تصاویر مشاهده کرد. CTV شامل GTV و همچنین یک حاشیه اضافی است، جایی که خطر گسترش تومور وجود دارد.

حجم سوم PTV است. PTV حجمی است که توزیع دوز برای آن برنامه‌ریزی می‌شود و شامل حاشیه دیگری است که جبران عدم قطعیت در برنامه‌ریزی، آماده کردن بیمار و ارائه درمان را فراهم می‌کند (شکل ۶-۱۲).



شکل ۶-۱۲. یک تصویر شماتیک از GTV^۱، CTV^۲ و PTV که در طراحی درمان استفاده می‌شوند.

۶-۷-۵. ثبت تصویر

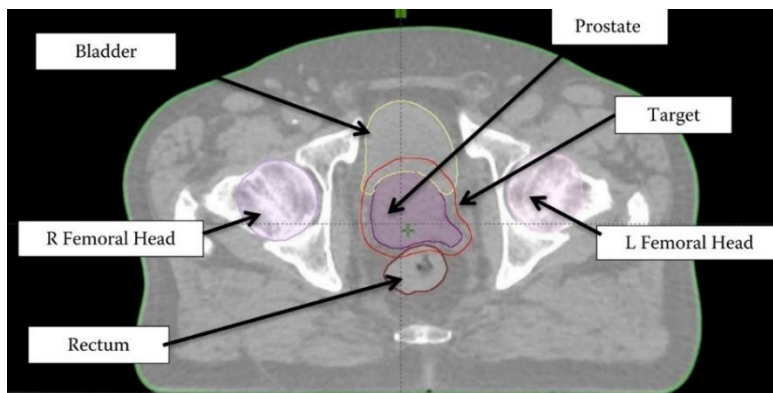
ثبت تصاویر می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد تا تصاویر با مدالیت‌های مختلف را ترکیب کند و اطلاعاتی را فراهم کند که از طریق تصاویر سی‌تی اسکن به تنهایی در دسترس نیست. اگرچه سی‌تی اسکن دقت هندسی بسیار خوبی دارد و اطلاعات مربوط به چگالی الکترون را ارائه می‌دهد اما کنتراست بافت نرم ضعیفی دارد. تصاویر MR معمولاً برای نواحی مغز و لگن و گاهی اوقات برای سر و گردن استفاده می‌شود تا از کنتراست بهتر بافت نرم موجود در اسکن MR بهره‌برد. این به مشخص کردن هدف درمان و OAR کمک می‌کند. اسکن PET نیز گاهی اوقات برای تصویربرداری از ریه، سر و گردن و ناحیه لگن به منظور ارائه اطلاعات عملکردی استفاده می‌شود. اطلاعات بیشتر در AAPM (۲۰۱۷)، گزارش ۱۳۲، در مورد استفاده از الگوریتم‌ها و تکنیک‌های ثبت و ترکیب تصویر موجود است.

1. Gross Tumour Volume
2. Clinical Target Volume

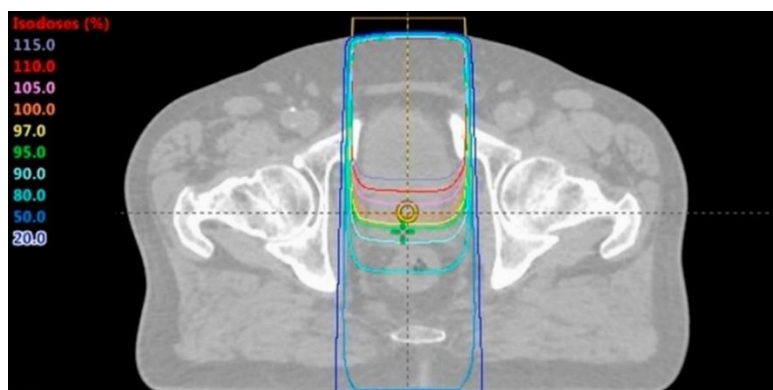
مطالعه موردی: برنامه‌ریزی پرتودرمانی پروستات

تصاویر زیر آناتومی یک بیمار پروستات را نشان می‌دهد. پروستات اندامی است که نیاز به درمان دارد و در این مثال توسط انکولوژیست بالینی به عنوان CTV مشخص شده است. CTV برای ایجاد PTV گسترش می‌یابد. OAR در این مثال مثانه، رکتوم و سر چپ و راست فمورال است (شکل ۶-۱۳a).

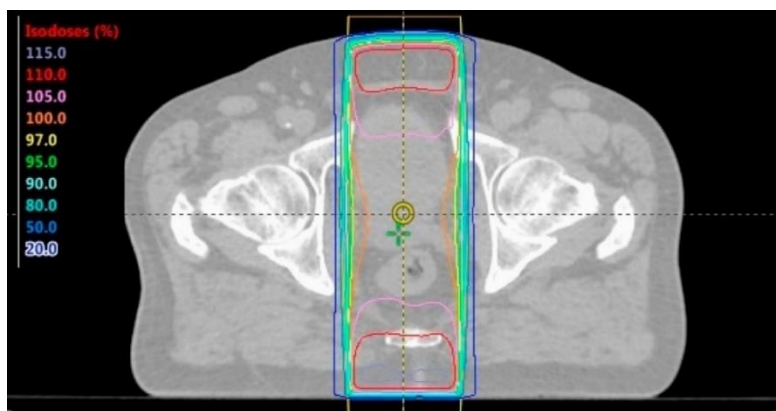
دوز برنامه‌ریزی شده برای بیمار با اضافه شدن پرتوهای متعدد به یکدیگر ساخته می‌شود. متخصصان از نرم‌افزار برنامه‌ریزی برای مدل سازی ترکیب پرتوها و نمایش دوز پیش‌بینی شده به حجم هدف و OAR استفاده می‌کنند.



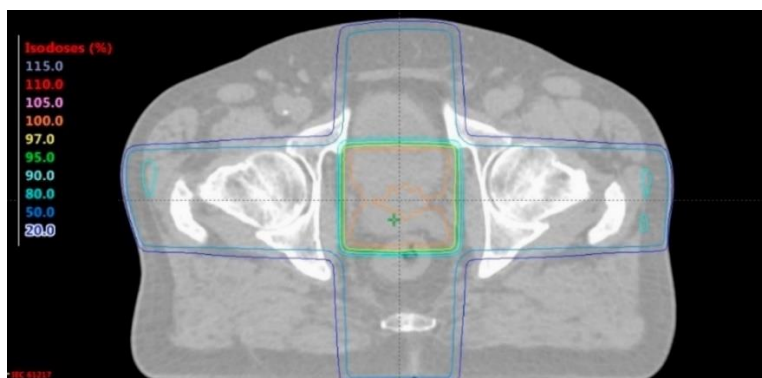
شکل ۶-۱۳a. تصویر پروستات که برای طراحی درمانی استفاده می‌شود.



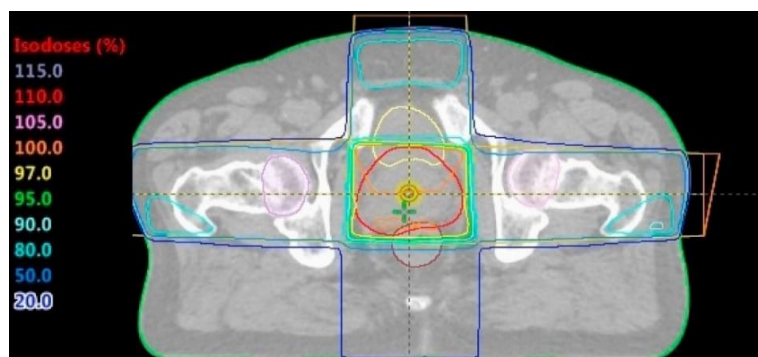
شکل ۶-۱۳b. توزیع دوز برای پرتو ۶ MV



شکل ۱۳-۶ C. آرایش دو میدان موازی روبه روی هم



شکل ۱۳-۶ D. چیدمان چهار میدانی مربعی



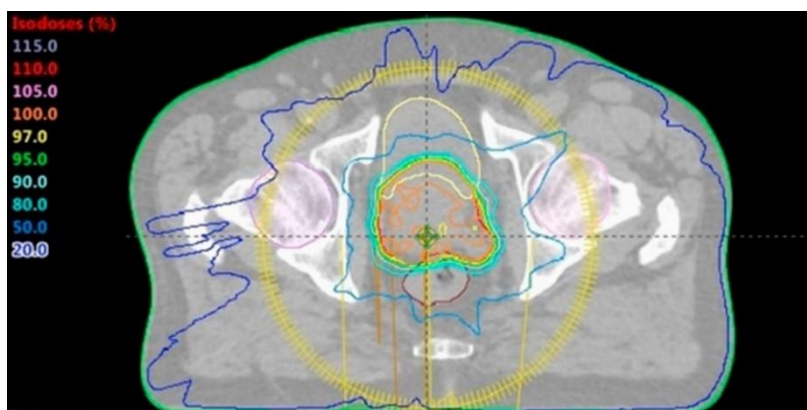
شکل ۱۳-۶ E. توزیع ایزودوز برای چیدمان سه میدانی با وج

شکل‌های B-۱۳-۶ و E-۱۳-۶ توزیع دوز متداول را برای یک میدان پرتو ۶ MV را نشان می‌دهد که از قسمت قدامی بیمار عبور می‌کند. این خطوط نمایانگر سطوح مختلف ایزودوز هستند که سطوح دریافت دوز برابر را نشان می‌دهند. بنابراین در این مثال، هر نقطه از خط سبز برابر ۹۵٪ ایزودوز که نشان دهنده ۹۵٪ دوز درمان است.

شکل C-۱۳-۶ یک آرایش متداول دو میدان موازی روبه رو هم را نشان می‌دهد. یک پرتو از قسمت قدامی و پرتو مقابل از قسمت خلفی بیمار درمان را انجام می‌دهند. در مناطق داغ، دریافت دوز (۱۱۰-۱۱۵٪) توسط قسمت قدامی و خلفی بیمار را مشاهده می‌کنید. این امر به این دلیل اتفاق می‌افتد که دوز ورودی از پرتو قدامی به اضافه دوز خروجی از پرتو خلفی می‌شوند که باعث افزایش دوز در کناره‌ها نسبت به مرکز می‌شود.

آرایش بعدی (شکل D-۱۳-۶) آرایش چهار میدانی مربعی را نشان می‌دهد. با افزودن پرتوهای بیشتر در اطراف بیمار، سطح دوز در مرکز بیمار از سطوح دوز در موقعیت‌های ورودی و خروجی پرتو بالاتر می‌رود.

یک طرح متداول برای درمان سرطان پروستات که معمولاً طراحی می‌شود، از تکنیک سه میدان استفاده می‌کند. یک مثال در شکل E-۱۳-۶ آورده شده است. تکنیک سه میدانی از پرتوهای با وج برای جبران میدان خلفی از دست رفته، استفاده می‌کند. یکی از مزایای روش سه میدانی این است که دوز OAR راست روده در مقایسه با چهار میدانی کاهش می‌یابد.



شکل E-۱۳-۶. طرح پروستات ایجاد شده با استفاده از تکنیک VMAT

توجه داشته باشید که چگونه خط ایزودوز آبی روشن (۵۰٪) در طرح سه میدانی در مقایسه با طرح چهار میدانی ترسیم شده است. این منجر می شود که راست روده دوز کمتری را دریافت کند.

نمونه نهایی ارائه شده در شکل ۶-۱۳-F تکنیک پیشرفته تری را برای معالجه بیمار مبتلا به پروستات را نشان می دهد. روش پیشرفته، پرتودرمانی تعدیل شده چرخشی^۱ (VMAT) نامیده می شود و این تکنیک در حال حاضر به طور متداول برای درمان استفاده می شود. برای برنامه ریزی ارائه این تکنیک از نرم افزاری استفاده می شود که بهینه ساز نام دارد. بهینه ساز به برنامه ریز کمک می کند تا با نشان دادن سطوح دوز قابل قبول برای هدف درمان و OAR، یک برنامه درمانی مناسب طراحی کند. بهینه سازی طرح، یک فرایند تکراری است که در آن برنامه ریز توزیع دوز محاسبه شده را بررسی می کند و مقادیر وارد شده به بهینه ساز را تا زمانی که یک طرح رضایت بخش تولید شود، تنظیم می کند. ایزودوزها بیشتر با شکل هدفی که تحت درمان است مطابقت دارند و در اطراف برخی از OAR مانند راست روده شکل می گیرند و در نتیجه عوارض جانبی نامطلوب را کاهش می دهند.

۶-۷-۶. معیارهای یک طرح قابل قبول

طرح های قابل قبول باید معیارهای لازم را برآورده کنند. گاهی اوقات معیارها تحت تأثیر تجربه پزشکان از نتایج بیمارانشان قرار می گیرند که توسط مراجع مبتنی بر شواهد پشتیبانی می شوند. یک برنامه درمانی خوب طرحی است که شامل معیارهای زیر باشد:

- طبق دستورالعمل ICRU در گزارش ۵۰ (ICRU 1993) دوز یکنواخت را به PTV تحویل می دهد.
- ایزودوز ۹۵ درصد باید با اندازه و شکل PTV مطابقت داشته باشد.
- دوز PTV باید در بین ۷٪ و -۵٪ دوز تجویز شده نگه داشته شود.
- از هر دوز قابل توجه به OAR باید اجتناب شود و از دوز بحرانی نباید تجاوز کرد.
- دقت راه اندازی، تکرارپذیری، و زمان لازم برای درمان نیز باید قابل قبول باشد.

تمام برنامه های متداول پرتو خارجی دارای یک نقطه مرجع دوز مطابق با توصیه های ICRU 50 (ICRU 1993) هستند که بیان می کند نقطه مرجع باید بر اساس معیارهای زیر انتخاب شود:

- دوز در نقطه باید از نظر بالینی مرتبط و معرف دوز در سراسر PTV باشد
- نقطه که در نظر گرفته می‌شود باید به راحتی، به صورت واضح و بدون ابهام تعریف شود
- نقطه‌ای باید انتخاب شود که بتوان دوز را به طور دقیق تعیین کرد (دقت فیزیکی).
- نقطه باید در منطقه‌ای انتخاب شود که شیب دوز، تند نباشد.

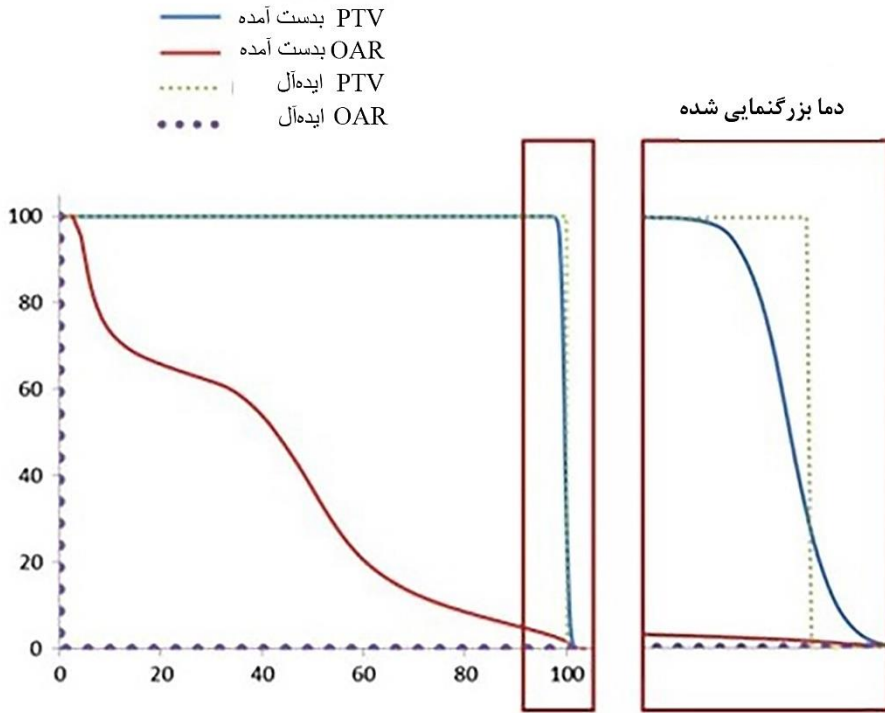
توصیه می‌شود که در صورت امکان در مرکز PTV قرار گیرد. این نقطه به ۱۰۰٪ نرمال‌سازی می‌شود.

۶-۷-۷. ارزیابی طرح‌های درمان

ارزیابی یک برنامه درمانی شامل بررسی توزیع ایزودوز بر روی برش‌های سی‌تی اسکن است و ممکن است از DVH استفاده شود. PTVها، حجم OAR و محاسبه دوز برای تولید DVH در نرم‌افزار برنامه‌ریزی درمان مورد نیاز است. استفاده از DVH امکان ارزیابی کمی برنامه درمانی را فراهم می‌کند. DVHها اطلاعات موجود در توزیع دوز سه بعدی را خلاصه می‌کنند و می‌توانند برای بررسی پوشش، یکنواختی و مقایسه برنامه‌های درمانی استفاده شوند. با این حال، هیچ اطلاعات مکانی در DVH وجود ندارد، بنابراین ترکیبی از بررسی ایزودوزها و بررسی DVH هنگام ارزیابی یک برنامه درمانی مفید است. DVH تجمعی بیشترین استفاده را دارد، زیرا به راحتی می‌توان متوجه شد که چه مقدار از حجم هدف توسط ۹۵ درصد دوز پوشش داده شده است.

در حالت ایده‌آل، پوشش PTV با دوز 100٪ در ۱۰۰٪ حجم خواهد بود، شبیه یک تابع پله‌ای، و ساختار OAR هیچ دوزی دریافت نمی‌کند، اما این در عمل قابل دستیابی نیست. شکل ۶-۱۴ DVHهای ایده‌آل و متداول را نشان می‌دهد، دوز (بر حسب Gy) در محور x و درصد حجم کل دریافتی از این دوز در محور y نشان داده شده است. برنامه‌ریزی، اغلب یک عمل متعادل کننده بین پوشش PTV و کاهش OAR است. دوز قابل قبول OAR بستگی به نوع بافت طبیعی دارد. برای اندام‌های موازی مانند ریه، دوز بالا در حجم کم هیچ گونه سمیت بالینی ندارد. در حالی که برای اندام‌های زنجیره‌ای مانند نخاع، دوز بالا در بخش کوچکی می‌تواند منجر به نارسایی اندام شود، بنابراین ترجیح داده می‌شود که دوز کوچکتر به حجم بیشتری تجویز شود.

DVH بدست آمده و ایده آل برای هدف و OAR



شکل ۶-۱۴. DVH ایده آل برای هدف و OAR

۶-۸. محاسبات دستی درمان

سیستم‌های برنامه‌ریزی مدرن و فراگیر بودن تصویربرداری CT برای برنامه‌ریزی، اتکا به محاسبات دستی را کاهش داده‌اند. با این حال، هنوز نقش محاسبات ساده در بررسی یکپارچگی محاسبه سیستم برنامه‌ریزی وجود دارد و ممکن است برای درمان‌های تسکین دهنده استفاده شود. درک رابطه اساسی بین کمیت‌ها نیز برای درک فیزیکی که بر تغییرات دوز با تغییر شرایط حاکم است، ضروری است. به این دلایل، برای یک متخصص بالینی در پرتودرمانی، درک نحوه انجام محاسبات دستی در موقعیت‌های مختلف لازم است.

پارامترهای مورد نیاز برای محاسبه دوز برای موقعیت‌های بالینی مختلف در بخش زیر تعریف شده است. بر اساس اندازه‌گیری‌هایی که هنگام راه‌اندازی یک شتاب‌دهنده خطی جدید انجام

می‌شود، متخصص بالینی مسئولیت تولید نمودارها و جداول حاوی این داده‌ها را بر عهده دارد. متخصصان همچنین مسئول اطمینان از این هستند که روش‌های محاسبه به وضوح تعریف شده و به طور دقیق انجام شوند.

۶-۸-۱. محاسبات درمان با فوتون MV

درمان به وسیله پرتو با انرژی MV نیاز به درک عوامل زیر دارد:

۶-۸-۱-۱. خروجی یا فاکتور اندازه میدان (شامل پراکندگی از سردستگاه و فانتوم)

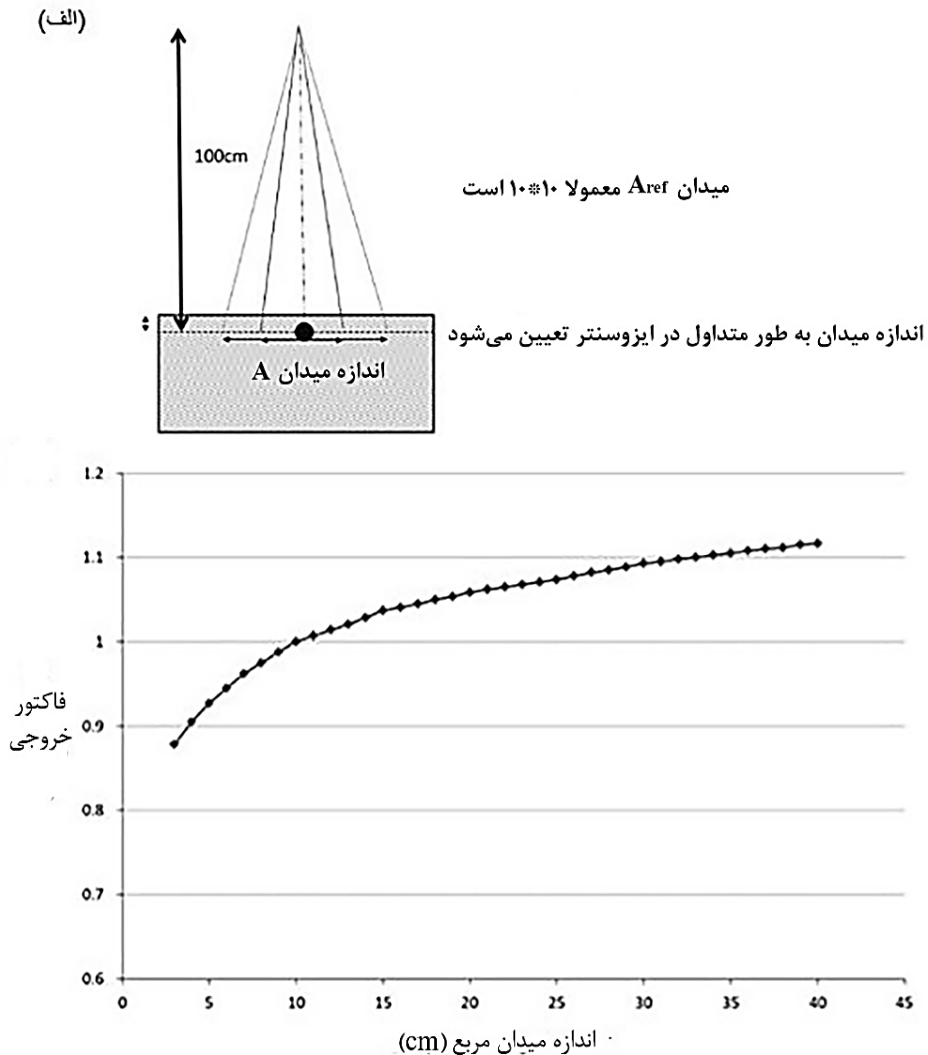
ضریب خروجی^۱ (OF)، تغییر دوز در عمق محور مرکزی را توضیح می‌دهد هنگامی که اندازه میدان، توسط کولیماتورهای ثانویه (فک‌ها) و/یا MLCها تغییر می‌کند. به تعریف OF بعداً پرداخته می‌شود.

دوز پرتو در محور مرکزی به دو منبع نسبت داده می‌شود: تابش اولیه از هدف شتاب‌دهنده خطی و تابش پراکنده. پرتوهای پراکنده در سر شتاب‌دهنده خطی (پراکنده سر) و همچنین در داخل فانتوم (یا بیمار) تولید می‌شوند، که به آن پراکندگی بیمار یا فانتوم گفته می‌شود. تابش اولیه با تغییر اندازه میدان تغییر نمی‌کند، اما پراکندگی با افزایش اندازه میدان، افزایش می‌یابد. فیلتر هموارکننده منبع اصلی پراکندگی در سر شتاب‌دهنده خطی است و پراکندگی سر تا حد زیادی با توجه به اینکه چه مقدار از فیلتر هموارکننده توسط فک‌ها در معرض تابش قرار می‌گیرد، تعیین می‌شود. پراکندگی فانتوم به اندازه و چگالی فانتوم یا بدنه تابیده شده بستگی دارد. اگر فانتوم کوچکتر از اندازه میدان تابش باشد، آنگاه میزان پراکندگی فانتوم بر اساس اندازه فانتوم و نه تنظیمات فک تعیین می‌شود.

تغییرات OF با اندازه میدان در شکل ۶-۱۵ نشان داده شده است. اگر اندازه میدان بزرگتر باشد، تأثیر تغییرات اندازه بر روی دوز مرکزی کمتر خواهد بود. اما در میدان‌های کوچک حتی تغییرات اندک می‌تواند دوز را به شکل قابل ملاحظه‌ای تحت تأثیر قرار دهد. این امر به ویژه برای درمان‌هایی که از میدان‌های کوچک مانند IMRT و VMAT^۲ استفاده می‌کنند بسیار مهم است.

1. Output Factor

2. Volumetric Modulated Arc Therapy



شکل ۶-۱۵. (الف) نحوه اندازه گیری ضریب خروجی (ب) ضریب خروجی در مقابل نمودار اندازه میدان.

۶-۸-۱-۲. مربع معادل

هنگامی که یک شتاب دهنده خطی جدید راه اندازی می شود، OF توسط متخصص بالینی اندازه گیری خواهد شد. به دلایل عملی فقط میدان های مربعی در محدوده کوچکترین میدان مورد استفاده بالینی تا حداکثر میدان اندازه گیری می شود (معمولاً 40×40 سانتی متر در ایزوسنتر). یک میدان بالینی ممکن است هر اندازه مستطیلی باشد که توسط فک های

شتاب‌دهنده خطی قابل دستیابی است و می‌تواند توسط MLC ها به منظور جلوگیری از OAR اصلاح شود. مربع معادل، اندازه میدان مربعی است که همان دوز پراکنده‌ای را به محور مرکزی تحویل می‌دهد که در میدان بالینی در نظر گرفته می‌شود. توجه داشته باشید که این بدان معنا نیست که نواحی معادل هستند، زیرا پراکندگی ایجاد شده در فاصله طولانی از محور مرکزی، تأثیر کمتری نسبت به نزدیکی آن خواهد داشت. جدولی از مقادیر مربع معادل برای طیف وسیعی از زمینه‌های مستطیلی در 25 BJR Supplement موجود است (Day and Aird 1996). به طور متناوب، ممکن است از عبارت زیر استفاده شود:

$$\text{مربع معادل} = 2AB/A+B$$

در آن A و B طول و عرض میدان است. در مواردی که حافظت قابل توجهی با MLC ها وجود دارد، اندازه میدان مربع معادل باید متناسب با آن کاهش یابد.

۶-۸-۱-۳. نسبت بافت-فانتوم^۱ (TPR) و نسبت بافت-بیشینه^۲ (TMR)

نسبت بافت-فانتوم (TPR) نسبت دوز در ایزوسنتر در یک عمق معین "d" به دوز در عمق مرجع است. از این جهت متمایز از PDD است که به نقطه‌ای در فاصله ثابت از منبع مربوط می‌شود و نه واگرایی پرتو و نه قانون عکس مربع در تغییر دوز نقشی ندارند. حداکثر نسبت بافت (TMR) یک مورد خاص از TPR است که در آن عمق مرجع، عمق حداکثر دوز است (شکل ۶-۱۶).

۶-۸-۱-۴. محاسبات دستی مانیتوریونیت^۳

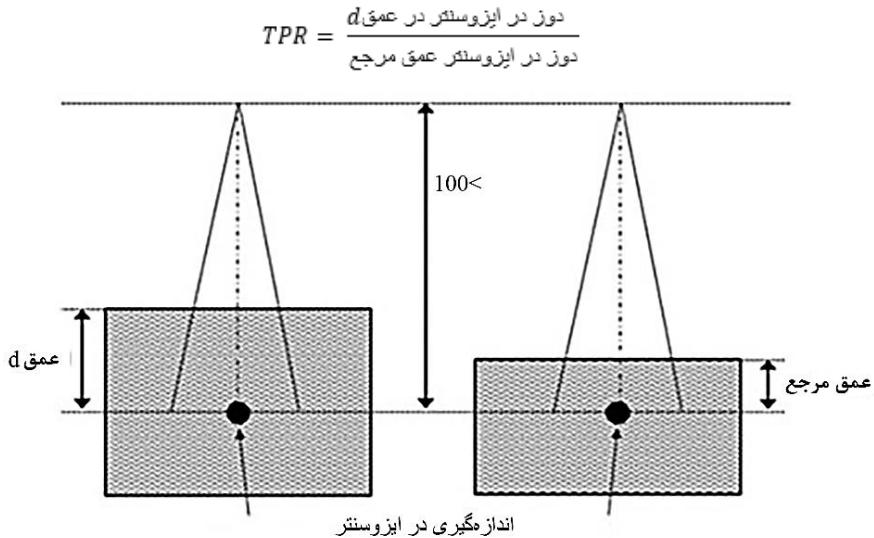
دوز تحویل داده شده برای یک درمان معین با استفاده از بار ثبت شده توسط اتاقک یونیزاسیون در سر شتاب‌دهنده خطی کنترل می‌شود. این بار مربوط به یک مقدار عمومی است که به عنوان مانیتوریونیت (MU) شناخته می‌شود. شتاب‌دهنده خطی به گونه‌ای کالیبره شده است که ۱۰۰ MU در شرایط مرجع، ۱ گری را به یک نقطه ثابت تحویل می‌دهد. سپس این مقدار مرجع به عنوان یک نقطه کالیبراسیون برای محاسبه تعداد MU مورد نیاز برای تحویل دوز لازم در شرایط (اندازه میدان، عمق و غیره) مورد استفاده برای درمان، استفاده می‌شود. توضیحات تکمیلی در گزارش ESTRO توسط Mijneheer و همکاران (۲۰۰۱) در مورد

1. Tissue Phantom Ratio

2. Tissue Maximum Ratio

3. Monitor Units

محاسبات MU ارائه شده است. روش محاسبه MU بستگی به این دارد که آیا درمان در ایزوسنتر است یا در FSD ثابت:



شکل ۶-۱۶. تصویر نسبت بافت-فانتوم (TPR)

- درمان با ایزوسنتر شامل قرار دادن حجم یا ناحیه مورد نظر برای درمان در ایزوسنتر شتاب‌دهنده خطی است. این مزیت قابل توجهی دارد چرا که نیاز است بیمار فقط یک بار در موقعیت قرار گیرد. محاسبه MU برای درمان با ایزوسنتر نیازمند استفاده از TPR یا TMR است.

- در درمان FSD ثابت، FSD یکسانی برای تمام جهات پرتو با بدن بیمار ارائه می‌شود. این بدان معناست که بیمار برای حفظ FSD یکسان، ممکن است مجبور به حرکت بین پرتوها باشد و از این رو درمان‌های FSD ثابت در حال حاضر فقط برای درمان‌هایی استفاده می‌شوند که شامل یک میدان واحد هستند. MU درمان FSD ثابت با استفاده از PDD محاسبه می‌شود.

یک محاسبه ساده MU برای یک دوز معین برای یک میدان واحد در FSD ثابت به شکل زیر خواهد بود:

$$MU = (Gy / MU) \times PDD \times OF / \text{دوز مورد نیاز در نقطه تجویز (Gy)}$$

برای درمان ایزومرکزی به شرح زیر است:

$$MU = (Gy / MU) \times TPR \times OF \quad / \quad \text{دوز مورد نیاز در نقطه تجویز (Gy)}$$

مطالعه موردی: محاسبه دستی MU برای یک درمان ایزوستتر

بیمار باید به صورت ایزوستتر با دو میدان موازی روبه روی هم تحت درمان قرار گیرد. اندازه میدان ۲۵ سانتی متر در ۱۶ سانتی متر و ضخامت بدن بیمار ۲۶ سانتی متر می باشد. دوز مورد نیاز ۲۰ گری در پنج فرکشن است. چه تعداد MU مورد نیاز است؟

$$19.5 \text{ cm} = (2 \times 25 \times 16) / (25 + 16)$$

۱۹.۵ سانتی متر مربع میدان و OF این میدان ۱,۰۵۵ است.

ضخامت بیمار ۲۶ سانتی متر است، بنابراین ایزوستتر برای هر پرتو در عمق ۱۳ سانتی متر است. جدول ۶,۳ TPR را برابر ۰,۸۲۷ نشان می دهد.

دوز در هر فرکشن ۴ گری است، بنابراین هر پرتو ۲ گری را به ایزوستتر می رساند.

بنابراین MU مورد نیاز برابر است با: $2 \text{ Gy} / (0.827 \times 1.055 \times 0.01 \text{ Gy} / \text{MU}) = 229 \text{ MU}$

جدول ۶-۳. مقادیر فاصله میدان تا سطح (FSD)، عمق و TPR

FSD	عمق (cm)	TPR
89.5	10.5	0.883
89	11	0.871
88.5	11.5	0.860
88	12	0.850
87.5	12.5	0.839
87	13	0.827
86.5	13.5	0.816
86	14	0.805
85.5	14.5	0.793
85	15	0.782

در صورت وجود وج یا برای توضیح ناهمگونی ها، اصلاحات بیشتری مورد نیاز است. نمونه های بیشتری را می توان در گزارش ESTRO یافت که نمونه های عملی توسط Mijnheer و همکاران را شرح می دهد. (۲۰۰۱).

۶-۸-۱-۵. عمق رادیولوژیکی

جداول داده‌های مورد استفاده برای محاسبات دستی بر اساس اندازه‌گیری در آب است. تراکم بافتی ۱ گرم بر سانتی‌متر مکعب در نظر گرفته می‌شود که برای عضله قابل قبول است، اما اگر ناهمگنی قابل توجهی، به شکل حفره‌های استخوان، ریه یا هوا وجود داشته باشد ممکن است نیاز به بررسی داشته باشد. این شامل محاسبه عمق موثر یا رادیولوژیکی است. عمق معادل ماده با چگالی واحد منجر به تضعیف یکسانی می‌شود. عمق رادیولوژیکی را می‌توان با جمع کردن حاصل ضرب عمق ناهمگنی با این چگالی محاسبه کرد:

$$(\text{عمق ناهمگنی}) \times \text{چگالی} = \text{عمق رادیولوژیکی}$$

۶-۸-۱-۶. فاکتور وج

ورود وج به میدان منجر به کاهش دوز می‌شود. این کاهش با ضریب وج محاسبه می‌شود:

ضریب وج = نسبت دوز در یک نقطه در میدان با وج به دوز در میدان بدون وج (اندازه میدان در دو حالت یکسان است).

می‌توان از وج با دو روش مختلف، بسته به سازنده شتاب‌دهنده خطی، استفاده کرد. برخی از شتاب‌دهنده‌های خطی به طور خودکار یک قطعه فیزیکی گوه‌ای شکل، معمولاً تنگستن را در مسیر پرتو قرار می‌دهند. از طرف دیگر، یک وج داینامیک با حرکت تدریجی یک فک در مسیر پرتو در حین انجام درمان، یک گرادیان دوز در طول پروفایل پرتو ایجاد می‌کند. ضریب وج برای یک وج فیزیکی ۶۰ درجه از ۰,۲۵ تا ۰,۳۳ خواهد بود، زیرا ضریب وج برابر است با دوز در میدان با وج / دوز در میدان بدون وج. ضریب وج، برای وج داینامیک بزرگتر خواهد بود.

۶-۸-۱-۷. فاکتورهای خارج از محور

محاسباتی که قبلاً توضیح داده شد را می‌توان برای محاسبه دوز در محور مرکزی استفاده کرد. دوز در نقطه‌ای دور از محور مرکزی به دلیل شرایط پراکندگی پرتو مختلف و به دلیل وجود وج متفاوت خواهد بود. در این حالت اصلاحات دیگری مانند ضریب وج خارج از محور یا روش‌هایی برای تعیین پراکندگی در نقطه مورد نظر، مورد نیاز خواهد بود.

۶-۹. بررسی طرح‌های پیچیده

اکثر درمان‌های رادیکال اکنون با استفاده از تکنیک‌های IMRT یا VMAT انجام می‌شوند. این‌ها می‌توانند شامل بسیاری از میدان‌های درمانی کوچک برای تحویل دوز تجویز شده باشند که محاسبه دستی آن غیرممکن است. با این حال، توصیه می‌شود که هر طرح باید یک بررسی مستقل از سیستم برنامه‌ریزی درمان اولیه داشته باشد. بنابراین، یک روش جایگزین مورد نیاز است، چه از طریق یک محاسبه ثانویه یا با اندازه‌گیری. طیف وسیعی از سیستم‌ها و رویکردها برای انجام این بررسی مستقل با درجات مختلف پیچیدگی وجود دارد. یک متخصص بالینی در ارزیابی روش‌های مختلف و تعیین مناسب‌ترین روش‌ها برای نیازهای دپارتمان و موقعیت فردی مشارکت خواهد داشت. این ممکن است برای موقعیت‌های بالینی مختلف و با توجه به میزان تجربه‌ای که بخش با هر تکنیک دارد متفاوت باشد. همچنین از آن‌ها خواسته می‌شود تا در مورد تحمل‌ها و معیارهای مناسب، طرحی برای گذراندن این بررسی‌ها توصیه کنند، و با انکولوژیست بالینی درباره اقداماتی که باید در صورت ایجاد نتیجه غیرقابل قبول انجام شود، صحبت کنند.

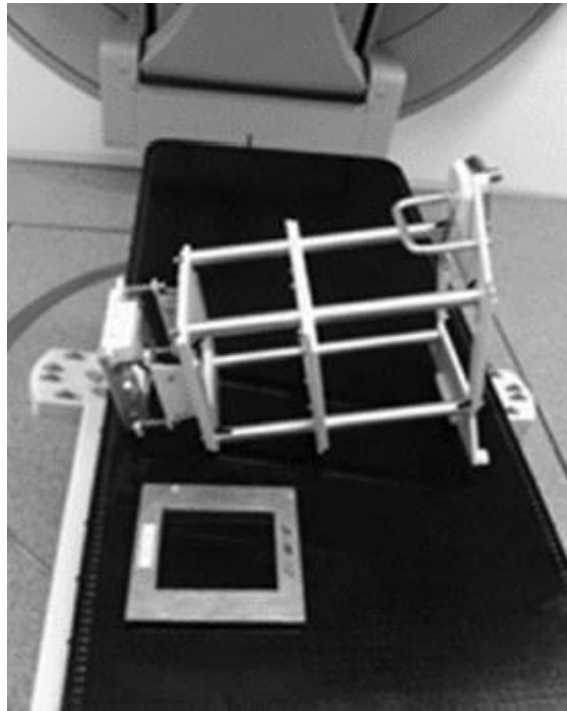
۶-۹-۱. محاسبات و اندازه‌گیری درمان با الکترون

الکترون‌ها به طور مداوم از طریق برهمکنش‌های متعدد انرژی از دست می‌دهند تا زمانی که کاملاً جذب شوند؛ برخلاف پرتوها، دامنه بافتی محدودی دارند و بنابراین برای درمان ضایعات سطحی مانند تومورهای پوستی مفید هستند و در عین حال بافت زیرین را حفظ می‌کنند. محدوده الکترون با انرژی آن تعیین می‌شود، بنابراین چندین انرژی برای درمان ضایعات با عمق‌های مختلف در دسترس خواهد بود.

اندازه میدان درمان الکترون‌ها علاوه بر کولیماتورها توسط اپلیکاتوری که شامل یک فریم انتهایی یا قسمت بریده شده‌ای که در سطح بدن بیمار یا بسیار نزدیک به آن موقعیت‌دهی می‌شود. این اپلیکاتور روی سر شتاب‌دهنده خطی نصب می‌شود (MLCها استفاده نمی‌شوند). چندین اپلیکاتور با اندازه‌های مختلف در دسترس خواهد بود، که هر کدام دارای طیف وسیعی از فریم‌های انتهایی است که می‌تواند اندازه استاندارد یا خواسته شده توسط تکنسین‌های بالینی برای درمان هر بیمار باشد. یک اپلیکاتور الکترون و فریم انتهایی در شکل ۶-۱۷ نشان داده شده است. متخصص بالینی OF و دوزهای عمیق را برای اپلیکاتورهای استاندارد در هنگام راه‌اندازی اندازه‌گیری می‌کند و این داده‌ها را در جدولی در اختیار انکولوژیست‌های

بالینی قرار می‌دهد تا انرژی مناسب برای درمان و محاسبه MU درمان را انتخاب کنند. برخی از سیستم‌های برنامه‌ریزی درمان نیز الگوریتم‌هایی (معمولاً مونت کارلو) برای محاسبه توزیع دوز الکترون دارند.

تغییر دوز در محور مرکزی با تغییر اندازه میدان برای الکترون‌ها توسط برد محدودشان کنترل می‌شود. البته به شرطی که میدان، بزرگتر از حداکثر دامنه الکترون‌ها باشد در این حالت دوز در محور مرکزی بدون تغییر خواهد بود و نیازی به اصلاح اندازه میدان نیست. هر نوع درمان دارای یک "کد عمل" برای دوزیمتری پرتوها است (McEwen و همکاران ۲۰۰۳).



شکل ۶-۱۷. اپلیکاتور الکترونی با فریم انتهایی حذف شده

درمان‌های الکترونی معمولاً در یک فاصله ثابت از انتهای اپلیکاتور انجام می‌شود. با این حال در برخی شرایط، به دلیل محدودیت‌های فیزیکی شتاب‌دهنده خطی و آناتومی بیمار یا تغییر در کانتور، نمی‌توان یک فاصله ثابت را در کل میدان حفظ کرد. در این مورد، MU باید برای محاسبه تغییر فاصله اصلاح شود. الکترون‌ها زمانی تولید می‌شوند که هدف پرتو در سر

شتاب‌دهنده خطی با صفحات پراکنده‌کننده جایگزین می‌شود و الکترون‌ها از یک منبع توزیع‌یافته و نه از یک نقطه خارج می‌شوند. بنابراین، آن‌ها از قانون عکس مجذور فاصله پیروی نمی‌کنند. رابطه کاهش دوز با فاصله تقریباً $1/x^2$ تا حدود ۱۰ سانتی‌متر بعد از انتهای اپلیکاتور است. کمیت x در این رابطه به عنوان موقعیت منبع مؤثر تعریف می‌شود. این یک نقطه انتزاعی است که هیچ اهمیت فیزیکی ندارد اما می‌تواند برای اصلاح محاسبات MU استفاده شود. مقدار آن برای هر انرژی پرتو و اپلیکاتور متفاوت است و با اندازه‌گیری توسط متخصص بالینی تعیین می‌شود.

۶-۹-۲. کنترل کیفی فوتون KV

درمان با استفاده از پرتو در محدوده کیلوولتاژ برای تومورهای سطحی مانند پوست استفاده می‌شود. برای تعیین اندازه میدان از یک لوله پرتوهای ایکس با اپلیکاتورهای با اندازه‌های مختلف استفاده می‌شود. عوامل محاسبه MU برای اپلیکاتورهای مختلف توسط یک متخصص بالینی اندازه‌گیری خواهد شد. درمان شامل یک میدان منفرد است که با اپلیکاتور در تماس یا نزدیک به سطح پوست انجام می‌شود. FSD پرتوها با انرژی kV بسیار کوتاه‌تر از MV است (معمولاً حدود ۲۰ تا ۳۰ سانتی‌متر). به همین دلیل، تفاوت در FSD در پرتوها با انرژی MV تأثیر بیشتری بر دوز دارد و تغییرات با استفاده از قانون عکس مجذور فاصله می‌تواند کاملاً قابل توجه باشد. خلاصه خوبی از استفاده از پرتوها با انرژی kV در پرتودرمانی توسط پالمر و همکاران ارائه شده است.

۶-۱۰-۱. مشخصات پرتو

۶-۱۰-۱-۱ دوزیمتری مطلق

دوزیمتری مطلق فرایندی است که طی آن اندازه‌گیری با یک آشکارساز انجام می‌شود و سپس این اندازه‌گیری به دوز جذب‌شده تبدیل می‌گردد. این فرایند تضمین می‌کند که دو بیمار که دوز درمانی مشابهی را در دو مرکز مختلف دریافت کرده‌اند، با دوز یکسانی درمان می‌شوند. زنجیره کالیبراسیون با آزمایشگاه‌های استاندارد اولیه آغاز می‌شود؛ مانند آزمایشگاه ملی فیزیکی^۱ (NPL، بریتانیا)، موسسه ملی استاندارد و فناوری (NIST، ایالات متحده آمریکا)، آزمایشگاه ملی مترولوژی و تحقیقات^۲ (LNE، فرانسه) و بسیاری دیگر. این آزمایشگاه‌ها با

1. National Physical Laboratory

2. Laboratoire national de métrologie et d'essais

استفاده از اصول و استانداردهای اولیه برای اندازه‌گیری دوز جذبی کار می‌کنند. مراکز به طور منظم استانداردهای خود را برای اطمینان از سازگاری بین آزمایشگاه‌ها مقایسه و اعتبارسنجی می‌کنند. یک متخصص بالینی در بخش پرتودرمانی معمولاً با استانداردهای درجه دوم و سوم کار می‌کند. استاندارد درجه دوم استاندارد است که بر اساس یک استاندارد اولیه کالیبره شده باشد و متخصص بالینی از اتاقک یونیزاسیون و استاندارد ثانویه الکترومتر استفاده خواهند کرد. در بریتانیا، آن‌ها برای کالیبراسیون به NPL ارسال می‌شوند و اتاق یون با استفاده از گرماسنج کالیبره می‌شود.

اتاقک استاندارد ثانویه در گرماسنج گرافیتی قرار می‌گیرد و بعد با استفاده از شتاب‌دهنده خطی تابش می‌شود. بار جمع آوری شده توسط اتاقک و افزایش دمای گرماسنج به طور دقیق اندازه‌گیری می‌شود. سپس از یک منبع جریان برای گرم کردن گرماسنج استفاده می‌شود تا همان افزایش دما، پرتویی تولید شده را ایجاد کند و اجازه می‌دهد انرژی مورد نیاز برای افزایش دما این مقدار محاسبه شود. ضریب کالیبراسیون اتاقک یونیزاسیون را می‌توان با در نظر گرفتن اصلاحاتی از جمله دما و فشار (برای تصحیح جرم هوا در اتاقک که مهر و موم نشده است) و ترکیب یون محاسبه کرد. این ضریب کالیبراسیون فقط برای یک پرتو با کیفیتی که برای انجام کالیبراسیون استفاده می‌شود معتبر است و کیفیت پرتو با نسبت یونیزاسیون اندازه‌گیری شده توسط یک اتاقک ایزوستتری در عمق ۲۰ سانتی‌متری به عمق ۱۰ سانتی‌متری مشخص می‌شود (TPR 20/10). با اجرای روش فوق در انرژی‌های مختلف پرتو، جدولی ایجاد می‌شود که امکان درون‌یابی ضریب‌های کالیبراسیون برای کیفیت‌های مختلف پرتوها را فراهم می‌کند. الکترومتر استاندارد ثانویه با اعمال یک بار شناخته شده و سپس مقایسه مقادیر اندازه‌گیری شده با آن، کالیبره شده و جدولی از ضرایب اصلاح را صادر می‌کند. سپس NPL استانداردهای ثانویه را به همراه گواهی کالیبراسیون برمی‌گرداند.

هنگامی که استانداردهای ثانویه در مرکز پرتودرمانی دریافت شد، متخصصان بالینی از آن‌ها برای کالیبره کردن اتاقک یونیزاسیون و کالیبراسیون الکترومتر استفاده می‌کنند. روش‌های کالیبره کردن این استانداردهای درجه سوم (ابزارهای میدانی) برای استفاده از پرتوها با انرژی MV و الکترون‌ها در آیین‌نامه‌های کاربردی مستند شده‌اند (Eaton et al, ۲۰۲۰) و McEwen et al (۲۰۰۳) به ترتیب). این یک فرایند مهم است؛ زیرا یک خطای سیستماتیک می‌تواند بر تمام بیمارانی که بعداً تحت درمان قرار می‌گیرند، تأثیر بگذارد پس ضروری است که MPE در تمام جنبه‌های این روش دخالت داشته باشد.

۶-۱۰-۲. خروجی استاندارد TPS^۱

خروجی شتاب‌دهنده خطی به طور منظم، معمولاً ماهانه، با یک اتاقک میدانی استاندارد درجه سوم اندازه‌گیری می‌شود. این کار با اندازه‌گیری دما و فشار هوا در اتاق انجام می‌شود و سپس اتاقک یون کالیبره شده در یک فانتوم (پلاستیک معادل آب یا آب) در موقعیت مورد نیاز قرار می‌گیرد. قبل از اتصال اتاقک به الکترومتر و تنظیم ولتاژ مناسب، دستگاه پیش‌تابانده می‌شود و در صفر تنظیم می‌گردد. سپس اندازه‌گیری‌ها در اندازه میدان استاندارد و تعداد تنظیم شده MU انجام و خروجی دستگاه قابل محاسبه می‌شود.

نکته اساسی در این فرایند این است که تعریف MU باید در شتاب‌دهنده خطی مانند سیستم برنامه‌ریزی درمان باشد. به عنوان مثال، هنگام بحث در مورد پرتوها با انرژی ۱ MV، 1 MU را می‌توان به عنوان مقدار تابشی تعریف کرد که ۱ cGy به ایزوستتر می‌دهد در زمانی که یک میدان ۱۰ × ۱۰ سانتی‌متر برای تابش به یک اتاقک در ایزوستتر عمق ۵ یا ۱۰ سانتی‌متر استفاده می‌شود. اگرچه در آخرین آیین‌نامه کاربردی توصیه نمی‌شود، اما برخی از مراکز در موقعیت حداکثر دوز با سطح فانتوم در ۱۰۰ SSD کالیبره می‌شوند.

نمونه خروجی مطالعه موردی	
اندازه‌گیری‌های انجام شده برای محاسبه خروجی با استفاده از	100 MU
دما	22.1°C
فشار	1007 mbar
ضریب تصحیح دما و فشار	1.013
خوانش اتاقک اصلاح نشده	21.45، 21.47 nC، 21.46 nC، ۲۱،۴۵ nC
	(قرائت چهارم که ۳ مورد اول یک روند را نشان می‌دهد)
میانگین خوانش اتاقک	21.46 nC
میانگین خوانش اتاقک برای دما و فشار اصلاح شد	21.74 nC
ضریب کالیبراسیون برای اتاقک	4.662 cGy/nC
دوز ثبت شده توسط اتاقک	21.74 nC × 4.662 cGy/nC = 101.4 cGy
خروجی شتاب‌دهنده خطی	1.013 cGy/MU

۶-۱۰-۳. کنترل کیفی

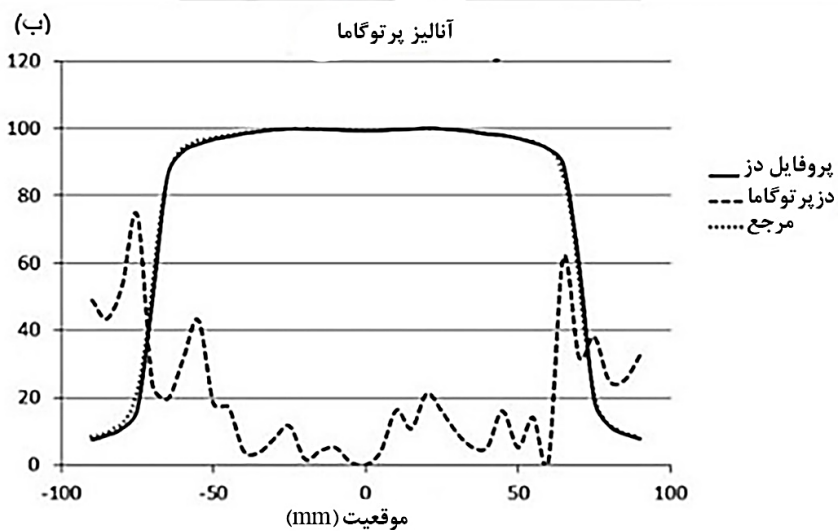
پس از نصب، متخصص بالینی آزمون پذیرش را انجام می‌دهد و اطمینان حاصل می‌کند که دستگاه مطابق با مشخصات سازنده در مجموعه‌ای از موقعیت‌های تعریف شده عمل می‌کند. پس از پذیرش، متخصصان بالینی فرایند راه‌اندازی دقیق را انجام می‌دهند که توسط یک MPE نظارت می‌شود. هدف از راه‌اندازی، تعریف ویژگی‌های عملکرد پایه شتاب‌دهنده خطی و ایجاد رویه‌ها، پروتکل‌ها و دستورالعمل‌های مورد نیاز برای عملیات بالینی به صورت ایمن است. ایجاد پارامترهای عملکرد پایه از اهمیت بالایی برخوردار است؛ زیرا پارامترهای دوزیمتری مشخص کننده پرتو، در سیستم برنامه‌ریزی درمان استفاده می‌شود؛ بنابراین استفاده از داده‌های راه‌اندازی نادرست می‌تواند منجر به خطاهای سیستماتیک در برنامه‌های ایجاد شده برای همه بیماران بعدی شود.

یک آشکارساز مناسب مانند دیود پرتو بر روی گانتری مخزن نصب شده است. تحت کنترل کامپیوتر، آشکارساز می‌تواند به طور دقیق در سه بعد اسکن کند که امکان اندازه‌گیری پروفایل‌های پرتو در جهت عمودی، افقی یا مورب را فراهم می‌کند.

یک مخزن در شکل ۶-۱۸ (الف) نشان داده شده است.

شکل ۶-۱۸ (ب) نمونه‌ای از پروفایل پرتو افقی به دست آمده با استفاده از مخزن و همچنین نتیجه مقایسه انجام شده با پروفایل محاسبه شده توسط سیستم برنامه‌ریزی با استفاده از یک ابزار رایج به نام تحلیل گاما (Low and Dempsey 2003) را نشان می‌دهد. تحلیل گاما روشی برای تعیین کمیت مورد توافق بین دو توزیع دوز با در نظر گرفتن دو معیار است - تفاوت دوز (مهم در مناطق دوز یکنواخت) و فاصله تا توافق (از اهمیت بیشتری در مناطق دارای شیب دوز بالا برخوردار است، جایی که ناهماهنگی‌های کوچک از نظر بالینی تأثیر زیادی بر نتایج تفاوت دوز دارند).

پس از استفاده بالینی، مهم است که اطمینان حاصل شود که ویژگی‌های عملکرد شتاب‌دهنده خطی به طور قابل توجهی نسبت به مقادیر پایه اندازه‌گیری شده در طول فرایند راه‌اندازی تغییر نمی‌کند. دلایل بالقوه برای تغییرات در ویژگی‌های عملکرد می‌تواند شامل سایش مکانیکی، کهنه شدن یا خرابی قطعات باشد.



شکل ۶-۱۸. (الف) نمونه‌ای از مخزن مورد استفاده در فرایند راه‌اندازی (ب) پروفایل پرتو و تجزیه و تحلیل گاما

این یک الزام قانونی تحت IRMER (۲۰۱۷) است که یک برنامه QA مناسب برای اطمینان از عملکرد صحیح شتابدهنده‌های خطی برای رساندن مقدار مناسب تابش به مکان مناسب وجود داشته باشد تا بیماران بهترین نتایج ممکن را از درمان خود داشته باشند.

بررسی‌های QC باید به‌طور منظم روی یک شتابدهنده خطی و در فرکانس‌های مختلف انجام شود و راهنمایی‌های ملی و بین‌المللی وجود دارد در مورد اینکه کدام آزمایش‌ها باید انجام شوند، تعداد دفعات آن و میزان تحمل منطقی چقدر است. در بریتانیا، مهمترین سند (Patel 2018) IPEM Report 81 2 است. این گزارش بیان می‌کند که «برنامه‌های تضمین کیفیت باید به گونه‌ای طراحی شوند که الزامات بالینی را برای دستیابی به نتیجه درمانی بهینه از نظر به حداکثر رساندن TCP و به حداقل رساندن عوارض بافت طبیعی برآورده کنند.» این امر مستلزم آن است که عدم قطعیت‌ها و خطاها در دوزیمتری، برنامه‌ریزی درمان و تحویل کاهش یابد به طوری که دقت و درستی تحویل دوز بهبود یابد و با دستورالعمل‌های ICRU با دقت ۵٪ مطابقت داشته باشد (ICRU 1993).

گزارش ۲-۸۱ IPEM (۲۰۱۸) توصیه‌هایی در مورد فرکانس‌ها و سطوح تحمل برای بررسی‌های تراز و دوزیمتری ارائه می‌دهد. آن‌ها ممکن است نشان دهنده رویه‌های دقیق مورد استفاده در همه بخش‌ها نباشند و توصیه‌ها را می‌توان توسط یک MPE برای تجهیزات مختلف و تکنیک‌های درمانی مورد استفاده در محل انطباق داد.

بررسی‌های QC در تراز ماشین و دوزیمتری نیاز به معیارهایی برای مقایسه دارند تا تصمیم بگیرند که آیا انحرافات از خط پایه قابل قبول هستند یا اینکه آیا لازم است اقداماتی انجام شود.

دو سطح وجود دارد:

- **سطح تحمل:** عملکرد در این سطح دقت قابل قبولی را ارائه می‌دهد و می‌توان استفاده بالینی را ادامه داد. در تعیین حدود مجاز، باید مشخصات سازنده را در نظر گرفت.
- **سطح اقدام:** عملکرد خارج از این سطح غیرقابل قبول است و باید فوراً اقدام شود و دستگاه باید از حالت استفاده بالینی خارج شود. این سطح باید به صورت موضعی بر اساس انواع درمان انجام شده تعیین شود.

آزمایش‌های QC نتایج را بین سطوح تحمل و اقدام نشان می‌دهند. برای متخصص بالینی مهم است که آزمایش‌های در حال انجام را درک کند و درباره اقدام مناسبی که باید انجام شود قضاوت خوبی داشته باشد. به عنوان مثال، یک شتاب‌دهنده خطی که برای درمان‌های SABR استفاده می‌شود، ممکن است نیاز به ایزوستتر کوچکتر از آن داشته باشد که برای درمان‌های تسکین دهنده استفاده می‌شود. به این ترتیب، اندازه‌گیری خارج از تحمل ممکن است به معنای خارج شدن شتاب‌دهنده خطی از استفاده بالینی نباشد، اما هرگونه محدودیت در نوع برنامه‌های قابل ارائه بیمار به دقت توجیه و مطابق با سیستم QA مستند و ابلاغ می‌شود.

بررسی‌ها معمولاً به دفعات روزانه، ماهانه و سالانه دسته بندی می‌شوند و می‌توان آن‌ها را به چهار گروه اصلی تقسیم کرد:

- کارکرد ایمن
- کارکرد نوری و مکانیکی
- کارکرد تصویربرداری
- تنظیم/دوزیمتری پرتو

ممکن است متخصصان بالینی مسئول انجام آزمایش‌های QC باشند، اما در برخی از مراکز پرتوکاران، تکنسین‌ها یا دوزیمتریست‌ها ممکن است تعدادی یا همه آن‌ها را انجام دهند. با این حال، مانند تمام پرتوهای یونیزان پزشکی، یک متخصص فیزیک پزشکی (MPE) برای حفظ مسئولیت کلی مورد نیاز است. شرح کامل نحوه انجام این آزمون‌ها و دلیل آن‌ها خارج از محدوده این کتاب است و خواننده به دستورالعمل‌های موجود در اسناد مربوطه مانند (IPEM 2018) ارجاع داده می‌شود.

پس از سرویس متداول شتاب‌دهنده خطی یا تعمیر پس از خرابی، متخصص بالینی وظیفه انجام یا نظارت بر بررسی‌های QC را بر عهده دارد تا اطمینان حاصل شود که شتاب‌دهنده خطی قبل از بازگشت به استفاده بالینی، در محدوده تحمل‌های تجویز شده عمل می‌کند. مهم است که ارتباط مؤثری بین کارکنان مهندسی یا مهندسان خدمات سازندگان که مسئول کار اصلاح هستند و متخصص بالینی درگیر برقرار شود تا بتوان تمام بررسی‌های QC مناسب مورد نیاز را شناسایی کرد. برای مثال، انجام تمام بررسی‌های روزانه، ماهانه و سالانه QC پس از تعویض لامپ، عملی یا ضروری نخواهد بود؛ اما بررسی تغییر موقعیت خطوط متقاطع و لبه

میدان هنگام چرخش کولیماتور در دو ارتفاع مختلف تخت و بررسی اندازه‌های میدان نوری برای اطمینان از اینکه لامپ به درستی قرار گرفته است، پاسخ مناسبی خواهد بود.

هنگام تفسیر مجموعه‌ای از نتایج، در نظر گرفتن هرگونه وابستگی متقابل نیز مهم است. به عنوان مثال، ارزش انجام آزمون کیفیت تصویر با تنظیم یک فانتوم برای تراز با لیزرها، به دقت و تحمل لیزر بستگی دارد. بنابراین، بررسی‌های معمول QC باید به گونه‌ای طراحی شوند که از یک ترتیب منطقی پیروی کنند. ممکن است پس از خرابی و تعمیر، وضعیت پیچیده‌تر شود. به عنوان مثال، اندازه‌گیری میدان بر اساس میدان نوری و موقعیت خطوط متقاطع به کالیبراسیون موقعیت فک بستگی دارد، اما تکنیک اندازه‌گیری همچنین به تنظیم ارتفاع مناسب تخت (با استفاده از نشانگر فاصله نوری) و به خطوط متقاطع بستگی دارد تا به درستی مرکز میدان تابش را نشان دهد. بررسی اندازه میدان خارج از حد مجاز در چنین شرایطی به بررسی عمیق‌تر قبل از انجام تنظیمات کالیبراسیون نیاز دارد.

به طور خلاصه، آزمایش QC شتاب‌دهنده‌های خطی یک الزام قانونی و یک جزء ضروری از خدمات پرتودرمانی است. آن‌ها برای حفظ دقت هندسی و دوزیمتری در تحمل‌های تعیین شده اقدام می‌کنند.

۶-۱۱. ارتقاء سیستم

فرایند برنامه‌ریزی قبل از درمان شامل چندین مرحله است که در شکل ۶-۹ توضیح داده شده است. یک تغییر یا ارتقاء معمول برای هر جزء نیاز به ارزیابی و بررسی کامل دارد تا از یکپارچگی و دقت کل فرایند اطمینان حاصل شود. این وظیفه بر عهده متخصص بالینی است. فرایند واقعی به جزء در حال ارتقا و نحوه استفاده از آن در بخش بستگی دارد، اما باید موارد زیر در نظر گرفته شود:

- بررسی یادداشت‌ها و انتشارات سازنده برای شناسایی تغییرات و محدودیت‌های مورد انتظار
- آزمایش کامل سیستم جدید بر روی یک سیستم آزمون مستقل، که جدا از سیستم مورد استفاده بالینی است
- بازدید برای مشاهده سیستم جدید در یک مرکز دیگر
- آموزش مستقیم از سازنده به تمام کارکنان مربوطه

- ارتباط با همه طرف‌های مربوطه در مورد تأثیر تغییر (به عنوان مثال، تغییر در الگوریتم محاسبه دوز سیستم برنامه‌ریزی ممکن است بر توزیع دوز تأثیر بگذارد و باید به انکولوژیست‌های بالینی اطلاع داده شود)
- ارزیابی ریسک که نشان می‌دهد ریسک‌های احتمالی ارزیابی شده و به اندازه کافی مدیریت شده‌اند
- بازرسی خارجی از مرکز دیگر
- آزمون کامل روند از ابتدا تا انتها برای بررسی نحوه تعامل قطعه جدید با سایر اجزا
- به روز رسانی هرگونه اسناد مربوطه در سیستم کیفیت
- پس از استفاده بالینی سیستم جدید، بررسی‌های اضافی در چند طرح اولیه انجام می‌شود

متخصص بالینی باید ارزیابی کند که کدام یک از این مراحل برای اجرای ایمن و دقیق یک سیستم جدید ضروری است. مهارت‌های حل مسئله برای حل هرگونه مسائلی که در طول این فرایند ایجاد می‌شود مورد نیاز خواهد بود و همچنین ارتباط خوب با سایر گروه‌های کارکنان ضروری است.

۶-۱۲. حوادث در پرتودرمانی

فرایندهای پرتودرمانی بسیار پیچیده‌اند و نیاز به توجه زیادی به جزئیات و مراقبت از همه اعضای تیم چندرشته‌ای دارند. با وجود این، سیستم‌ها و فرایندها می‌توانند خراب شوند و خطای انسانی می‌تواند بر آن تأثیر بگذارد. به طور کامل در فصل ۷ توضیح داده شده است؛ حوادث در پرتودرمانی بسیار جدی گرفته می‌شوند و متخصصان بالینی و MPES را به عنوان بخشی از هر تحقیقی درگیر می‌کنند و گاهی اوقات هم توسط متخصصان ارشد کنترل می‌شوند. یک سیستم ملی برای ثبت وقایع و حوادث پرتودرمانی وجود دارد که مراکز را قادر می‌سازد که از یکدیگر یاد بگیرند و فرایندهای خود را قبل از وقوع حادثه بررسی کنند. سند راهنما "به سوی پرتودرمانی ایمن تر" توسط موسسه رادیولوژی بریتانیا^۱ (BIR)، موسسه فیزیک و مهندسی در پزشکی^۲ (IPEM)، آژانس ملی ایمنی بیمار^۳ (NPSA)، جامعه و کالج پرتوکاران^۴ (SCoR) و RCR، یک سند بررسی مهم است که نحوه مدیریت حوادث را توضیح می‌دهد (RCR 2008a).

1. British Institute of Radiology
 2. Institute of Physics and Engineering in Medicine
 3. National Patient Safety Agency
 4. Society and College of Radiographers

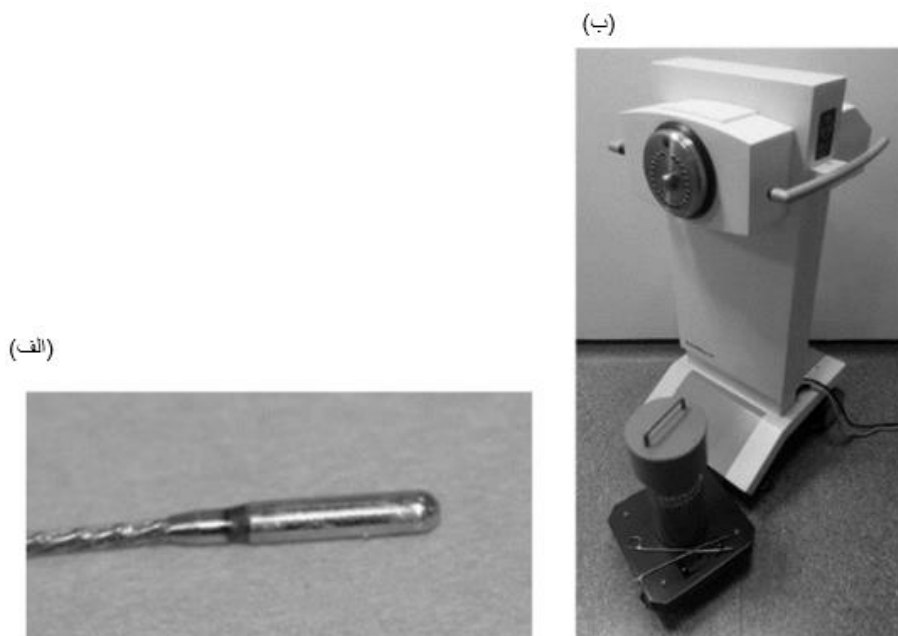
۶-۱۳. براکی ترابی و منابع مهر و موم شده

اصطلاح "براکی ترابی" از کلمه یونانی "نزدیک" گرفته شده است و برای توصیف نوعی از درمان استفاده می شود که در آن دوز پرتو با قرار دادن منبع در مجاورت تومورها منتقل می شود. در بیشتر موارد، این امر با استفاده از منابع رادیواکتیو که پرتوهای گاما را ساطع می کنند به دست می آید، اما اخیراً از لوله های پرتو ایکس مینیاتوری استفاده می شود. در هر دو مورد، مجاورت به درمان اجازه می دهد تا از قانون عکس مجذور فاصله استفاده کند، به طوری که دوزهای زیادی مستقیماً به تومور تحویل داده می شود اما با فاصله از منبع تابش، دوز به سرعت کاهش می یابد. این بدان معنی است که دوز بافت سالم اطراف تومور بسیار کمتر از EBRT است که تاکنون توضیح داده شده است. براکی ترابی ممکن است تنها درمان را تشکیل دهد یا به عنوان تقویت کننده برای یک منطقه خاص با تحویل همزمان یا متوالی با EBRT مورد استفاده قرار گیرد.

براکی ترابی برای ناحیه های درمانی که به راحتی قابل دسترسی هستند، مانند داخل حفره های بدن یا روی سطح پوست، مناسب تر است. انواع متداول براکی ترابی شامل داخل حفره ای (مانند دهانه رحم)، داخل مجرای (مانند مری)، سطحی (مانند پوست) و بینابینی (مانند پروستات) است و اغلب برای درمان سرطان های زنانه استفاده می شود. بسته به تکنیک استفاده شده، ممکن است نیاز به بیهوشی کلی باشد و این می تواند تأثیری بر سازگاری بیمار داشته باشد.

۶-۱۳-۱. استفاده از هسته های رادیواکتیو

متداول ترین سیستم های درمان براکی ترابی که در حال حاضر مورد استفاده قرار می گیرند، سیستم های افرلوردر HDR هستند که از یک منبع نفوذناپذیر با HDR از ایریدیوم-۱۹۲ یا کمتر رایج، کبالت-۶۰ استفاده می کنند. اطلاعات بیشتر در فصل "براکی ترابی و درمان با رادیونوکلید بدون مهر و موم" توسط هورتون و همکاران آورده شده است. در حفاظت از پرتو عملی اثر مارتین و ساتون (۲۰۱۵). منبع به انتهای کابل متصل به یک موتور پله ای وصل می شود به طوری که منبع را می توان با دقت زیادی در داخل بیمار قرار داد. منبع معمولاً در موقعیت های مختلف برای مدت زمان مورد نیاز قرار داده می شود و به تدریج دوز تجویز شده و توزیع دوز مورد نیاز را تحویل می دهد. یک واحد درمان HDR مبتنی بر منبع متداول ایریدیوم-۱۹۲ در شکل ۶-۱۹ نشان داده شده است.



شکل ۶-۱۹. (الف) منبع براکی‌تراپی Iridium-192 (ب) نمونه‌ای از یک واحد HDR متداول (Gammaplus) (Varian, IX)

به عنوان جایگزین برای HDR^۱، روش مشابهی به نام نرخ دوز متوسط^۲ (MDR)، از منابعی با نرخ دوز پایین‌تر استفاده می‌کند. نرخ دوز پالسی (PDR) روشی است که برای پر کردن فاصله بین HDR و MDR با انجام فرکشن‌های زیاد اما با وقفه‌هایی بین استفاده از منبع HDR برای پیروی از رادیوبیولوژی منبع MDR استفاده می‌شود. امروزه هر دو MDR و PDR به ندرت در بریتانیا استفاده می‌شوند. LDR از دانه‌هایی با دوز پایین مانند ید-۱۲۵ استفاده می‌کند.

این دانه‌ها ممکن است در تومور قرار داده شوند و تا آخر عمر بیمار در محل باقی بمانند. این یک درمان رایج برای سرطان پروستات است (همچنین می‌توان از سوزن‌های بینابینی با براکی‌تراپی HDR برای درمان پروستات استفاده کرد).

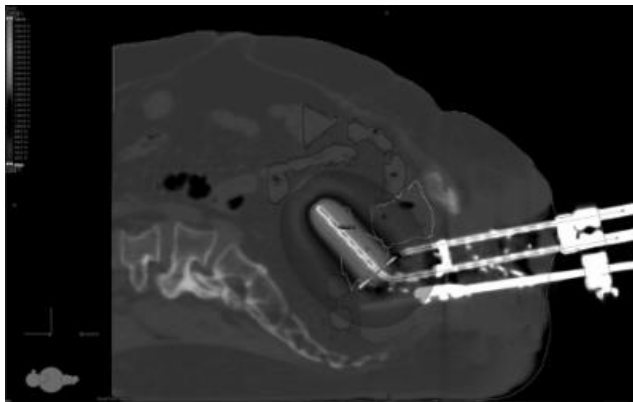
1. High dose rate
2. Medium dose rate

۶-۱۳-۲. کاربردهای بالینی

در مورد درمان‌های واژینال، اپلیکاتورها را می‌توان بدون نیاز به حضور در اتاق جراحی قرار داد. برنامه‌ریزی ممکن است فقط بر اساس یک الگوی استاندارد برای این درمان‌های ساده باشد، انتخاب بستگی به طول و قطر اپلیکاتور واژینال مورد استفاده دارد. برای درمان‌های پوستی، اپلیکاتورها را می‌توان به سادگی مستقیماً روی ضایعه قبل از درمان قرار داد. برای یک ضایعه پوستی کوچک، برنامه‌ریزی ممکن است فقط از یک محاسبه دستی دوز بر اساس پارامترهای بسیار کمی تشکیل شود.

برای طرح‌های درمانی پیچیده، اولین قدم قرار دادن اپلیکاتورها و/یا سوزن‌های توخالی در داخل یا اطراف تومور تحت بیهوشی است. پس از بهیودی بیمار، یک اسکن انجام می‌شود تا امکان تجسم ناحیه درمان از جمله قرار دادن اپلیکاتور را فراهم کند تا برنامه‌ریزی درمان صورت گیرد.

این بخش از فرایند درمان بسیار شبیه به برنامه‌ریزی درمانی برای EBRT است. سی‌تی اسکن برای دقت هندسی مورد استفاده قرار می‌گیرد و علاوه بر این، تصویربرداری MR ممکن است برای تجسم بهتر تومور با تصاویر ثبت شده استفاده شود تا مزایای این دو روش همانطور که قبلاً توضیح داده شد با هم ترکیب شوند (شکل ۶-۲۰). CTV و OAR ها به منظور ارزیابی دوزهای این ساختارها مشخص شده‌اند. از آنجایی که تومور در ارتباط با منبع حرکت نمی‌کند، CTV نشان دهنده PTV است. علاوه بر ساختارهای استاندارد، اپلیکاتور باید شناسایی شود تا امکان مدل‌سازی موقعیت منبع در داخل آن فراهم شود.



شکل ۶-۲۰. CT بیمار با PTV و OAR مشخص شده است.

برنامه‌ریزی درمان اغلب توسط دوزیمتریست یا متخصص بالینی انجام می‌شود. طرح‌های حاصل، موقعیت‌های منبع مهر و موم شده و دوره زمانی را که منبع در آنجا می‌ماند مشخص می‌کند که به عنوان زمان اقامت شناخته می‌شود که توسط Haie-Meder و همکاران (۲۰۰۵) و پوتر و همکاران (۲۰۰۶) توصیف شده است. طرح‌ها معمولاً از قالب‌هایی شروع می‌شوند که بر اساس هندسه اپلیکاتورها و یا سوزن‌های انتخاب شده، توزیع دوز یکنواخت را در منطقه مورد نظر تحویل می‌دهند. سپس بهینه‌سازی با تنظیم موقعیت‌های منبع و زمان‌های ماندگاری حاصل می‌شود تا توزیع دوز با آناتومی بیمار سازگار شود. مشابه با روش‌های استاندارد پرتو خارجی، بررسی‌های مستقل بر روی تمام طرح‌ها، قبل از استفاده از آن‌ها برای درمان بیماران انجام می‌شود و این کار معمولاً توسط یک متخصص بالینی انجام می‌شود.

واحد درمان با استفاده از لوله‌های راهنما به سوزن‌ها و اپلیکاتورها متصل می‌شود. منبع تحت کنترل کامپیوتری از طریق لوله‌های راهنما به سمت سوزن‌ها، اپلیکاتورها و سمت موقعیت‌های برنامه‌ریزی شده هدایت می‌شود. اصطلاح "افترلودر" به این واقعیت اشاره دارد که ابتدا اپلیکاتورها قرار می‌گیرند و سپس منبع بارگذاری می‌شود. روش‌های قبلی شامل قرار دادن دستی منابع یا سیم‌های رادیواکتیو در اتاق عمل بود؛ بنابراین معرفی افترلودرها به طور قابل توجهی دوز را برای کارکنانی که منابع یا سیم‌ها را قرار می‌دهند کاهش داد.

مطالعه موردی: تقویت براکی‌تراپی برای سرطان دهانه رحم

یک بیمار مبتلا به سرطان دهانه رحم شناسایی شد که قبلاً تحت EBRT با دوز ۴۵ گری در ۲۵ فرکشن قرار گرفته است. او اکنون در حال تقویت براکی‌تراپی ۲۱ Gy در سه فرکشن است. در حین برنامه‌ریزی فرکشن دوم، یک متخصص بالینی محاسبه کرد که دوز در قسمتی از روده که در مجاورت تومور قرار دارد، خارج از تحمل توصیه شده است (۷۵ گری تا حجم ۲ سی سی) اگر روده دوباره همان دوز را در بخش نهایی دریافت کند. دوز تحویل داده شده را می‌توان به سادگی کاهش داد تا از این امر جلوگیری شود، اما این نیز دوز را برای تومور به خطر می‌اندازد. در عوض، قبل از اسکن و فرکشن بعدی، محلول نمکی به داخل مثانه پمپ شد که پس از پر شدن، روده را از مسیر خارج کرد و اجازه داد که دوز بدون آسیب رساندن به روده تحویل داده شود. برای اطلاعات بیشتر در مورد برنامه‌ریزی سرطان زنان، به (ESGO (2020) مراجعه کنید.

۶-۱۳-۳. منابع مهر و موم شده - بررسی و محاسبات مورد نیاز

یک منبع مهر و موم شده (مانند منبع مورد استفاده در واحد درمان HDR) یک منبع رادیواکتیو است که به نحوی از آلودگی جلوگیری می‌کند. به همین دلیل، در جایی که از منابع استفاده می‌شود، طبق قانون باید در صورت امکان مهر و موم شوند. معمولاً منابع مهر و موم شده از یک ایزوتوپ به شکل جامد و محصور در فلز ساخته می‌شوند. حتی در صورت مهر و موم شدن، مواد رادیواکتیو نسبت به سایر تجهیزات پرتو ایکس خطر بیشتری برای افراد و محیط زیست ایجاد می‌کنند، زیرا تابش را نمی‌توان متوقف کرد. در صورت استفاده از منابع رادیواکتیو، درک الزامات قانونی و امنیتی مهم است. این قانون مستلزم کسب مجوزهای زیست محیطی و مجوزهای ARSAC^۱، گزارش به موقع، ثبت سوابق دقیق، کنترل‌های دسترسی دقیق و برنامه‌ریزی اضطراری است که به طور مستقل توسط مقامات ذی صلاح ملی مورد بازرسی قرار می‌گیرد. در بریتانیا، مرجع ذی صلاح آژانس محیط زیست (EA)^۲ است.

نقش متخصص بالینی است که از خطرات ناشی از رادیونوکلئیدهای مورد استفاده برای درمان و اقدامات ایمنی مورد نیاز آگاهی داشته باشد. آن‌ها همچنین از رعایت قوانین مربوط به نگهداری، استفاده و دفع منابع اطمینان حاصل می‌کنند. بسته به فعالیت و تمرکز منابع، ممکن است نیاز به اخذ مجوز از EA، تحت مقررات مجوزهای زیست محیطی (EPR 2016) و اطلاع، ثبت نام یا کسب رضایت از اداره بهداشت و ایمنی (HSE) تحت IRMER (۲۰۱۷) باشد؛ قبل از اینکه بتوان آن‌ها را نگه داشت و مورد استفاده قرار داد.

در بریتانیا، بیمارستان‌هایی که برای تراپی در آن‌ها انجام می‌شود، باید نشان دهند که امکانات و تخصص کافی برای دریافت مجوز ARSAC متناسب با محل مورد نیاز را دارند، این مجوز رادیونوکلئیدها و درمان‌هایی که می‌توانند استفاده کنند را مشخص می‌کند. انکولوژیست‌های بالینی که برای تراپی را انجام می‌دهند باید مجوز ARSAC خود را نیز داشته باشند که تضمین می‌کند آن‌ها آموزش و تجربه لازم را دارند تا در هنگام ارائه این درمان‌ها به عنوان متخصص عمل کنند.

اپراتور از نظر قانونی مسئول انتخاب منبعی با طراحی و ساخت مناسب برای انجام کار است.

1. Administration of Radioactive Substances Advisory Committee
2. Environment Agency

قوانین زیادی وجود دارد که نحوه انتقال منبع به مرکز را کنترل می‌کند. مقررات حمل کالاهای خطرناک (۲۰۱۹) نحوه بسته بندی، برچسب گذاری و حمل و نقل بسته های حاوی مواد رادیواکتیو را مشخص می‌کند. آن‌ها همچنین تضمین می‌کنند که پیک‌ها آموزش دیده اند و اطلاعات و روش‌هایی در اختیار آن‌ها قرار می‌گیرد تا در صورت بروز حادثه در حین حمل و نقل، از مردم و محیط زیست محافظت کنند.

پس از رسیدن منبع، باید بررسی شود که شرایط مجوز را داشته و نشستی نداشته باشد. آزمایش‌های نشت IRMER (۲۰۱۷) مورد نیاز است. منابع مهر و موم شده ممکن است آسیب ببینند و اجازه دهند مواد رادیواکتیو آزاد شوند و آلودگی رخ دهد. آزمایش‌های نشستی شامل استفاده از پنبه برای نمونه برداری از سطح منبع و سپس نظارت بر پنبه برای علائم آلودگی است. برای اطمینان از یکپارچگی منبع، آزمایش‌های نشت باید به طور منظم انجام شود.

منابع مهر و موم شده باید به طور ایمن استفاده شوند تا دوز دریافتی اپراتور با رعایت سه اصل اساسی به حداقل برسد:

- **فاصله:** فاصله از منبع را به حداکثر برسانید. دوبرابر کردن فاصله تا منبع، طبق قانون عکس مربع، دوز را چهار برابر کاهش می‌دهد.
- **محافظت:** از محافظ توصیه شده استفاده کنید. این یک الزام قانونی است که در قوانین شرح داده شده در فصل ۷ مشخص شده است.
- **زمان:** زمان تعامل با منبع را به حداقل برسانید.

در صورتی که اپراتور یک تأسیسات هر محدودیتی از مجوز را نقض کند یا منبع آزاد شود، گم شود یا دزدیده شود، آن‌ها باید به EA اطلاع دهند، اثر حادثه را به حداقل برسانند و در اسرع وقت به حالت اولیه برگردانند و برای اطمینان از عدم تکرار حادثه در آینده اقدام کنند.

دسترسی همیشه باید به شدت کنترل و مکان منابع به طور منظم بررسی شود. هنگامی که از آن‌ها استفاده نمی‌شود، باید به طور ایمن ذخیره و منتقل شوند. در نهایت، هنگامی که دیگر نیازی به منابع نیست، باید از طریق یک سرویس مدیریت پسماند رادیواکتیو دارای مجوز از بین بروند.

منابع HDR معمولاً به عنوان منابع مهر و موم شده با فعالیت بالا^۱ (HASS) طبقه بندی می شوند. فعالیتی که به عنوان HASS رخ می دهد وابسته به ایزوتوپ است، اما می توان آن را به صورت جدول بندی در قانون یافت. برای منبع Ir-192، آستانه ۸۰ GBq است و منبع HDR دارای فعالیتی بین ۴۰۰ تا ۵۰۰ GBq است. به خاطر اینکه منابع HASS خطر بیشتری دارند، با مقررات سختگیرانه تری کنترل می شوند. کارفرما مسئولیت قانونی دارد که به کارکنانی که در استفاده از منابع HASS دخیل هستند آموزش های منظمی را در مورد نحوه مدیریت، کنترل و استفاده ایمن از آن ها و همچنین خطرات احتمالی در صورت از دست دادن کنترل منبع HASS ارائه دهد. افراد تنظیم کننده باید محل را بازرسی کنند تا اطمینان حاصل شود که امنیت کافی برای حفاظت از منابع وجود دارد و اپراتورها باید این کار را تسهیل کنند. اقدامات امنیتی در نظر گرفته شده شامل موانع فیزیکی، هشدارها و سیستم های تشخیص زودهنگام است. آن ها همچنین باید رویه هایی را برای کنترل دسترسی، تأیید دسترسی فردی به HASS، پیشگیری و شناسایی از دست دادن یا سرقت و تشدید امنیت در پاسخ به یک تهدید را در بر گیرند. مفاد مالی نیز باید وجود داشته باشد تا منبع همیشه به نحو مناسب دفع شود.

متخصصان بالینی در پرتودرمانی ممکن است با ارائه آموزش در مورد استفاده ایمن و عواقب سوء استفاده از HASS، انجام ارزیابی خطر، بررسی دوز و بررسی های زیست محیطی، ایجاد طرح های اضطراری، نگهداری سوابق، تضمین رعایت قوانین، مجوزهای زیست محیطی و همچنین ملاقات با RPA و نمایندگان EA و CTSA در طول بازرسی ها و ایجاد برنامه های اقدام برای بهبود انطباق مشارکت داشته باشند.

۶-۱۴. بررسی استرانسیوم-۹۰

یکی از کاربردهای منابع مهر و موم شده در پرتودرمانی، انجام بررسی های ثابت QC روی تجهیزات نظارت بر تابش (مانند اتاقک های یونیزاسیون) است. هنگام اجرای QC بر روی یک شتاب دهنده خطی، ضروری است بدانید که تغییرات اندازه گیری شده نتیجه نوسانات در خروجی شتاب دهنده خطی است و نه به دلیل تغییر در حساسیت اتاقک. از آنجایی که فعالیت منبع استرانسیوم-۹۰ با سرعت قابل پیش بینی کاهش می یابد (با نیمه عمر ۲۹,۱ سال)، می توان

از آن برای اطمینان از پاسخ یکنواخت تجهیزات اندازه‌گیری در طول سالیان طولانی استفاده کرد. منابع استرانسیم-۹۰ متداول که برای نظارت بر پرتوها QC استفاده می‌شوند دارای فعالیت‌هایی در محدوده ۱۰ تا ۹۰۰ MBq هستند، بنابراین برای استفاده از منابع با این روش باید HSE را مطلع کرد زیرا رادیواکتیو تر از مقدار اعلامی ۱۰ kBq است.

مطالعه موردی: بررسی استرانسیم

در طول بررسی استرانسیم یک اتاق کشاورز، میانگین بار ثبت شده: ۲۱۷,۴ nC است (شکل ۶-۲۱).

این مقادیر برای شرایط جوی با استفاده از رابطه زیر اصلاح می‌شوند:

$$f_{TP} = \left(\frac{T+273.2}{293.2} \right) \left(\frac{10.13}{p} \right)$$

اگر دما ۲۱,۵ درجه سانتی گراد و فشار ۱۰۰۹,۵ میلی بار باشد:

$$FTP=1.009$$

و بنابراین بار به ۲۱۹,۳ nC اصلاح می‌شود.



شکل ۶-۲۱. بررسی منابع استرانسیم

اکنون واپاشی رادیواکتیو را اصلاح می‌کنیم. اگر A اکتیویته حال حاضر و A_0 اکتیویته اولیه باشد، رابطه بین آن مقادیر به صورت زیر است:

$$A = A_0 e^{-\lambda t}$$

در آن λ ثابت فروپاشی و t زمانی است که بین A_0 و A اندازه‌گیری شده است. پس از یک نیمه‌عمر $T_{1/2}$ ، باید $A/A_0 = 1/2$ باشد. بدین ترتیب:

$$1/2 = e^{-\lambda T} \quad \rightarrow \quad \lambda = \frac{\ln 2}{T}$$

این را به معادله اصلی برگردانید:

$$A = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{T} t} \rightarrow A_0 = A e^{\frac{\ln 2}{T} t}$$

بنابراین، ضریب تصحیح فروپاشی $e^{\frac{\ln 2}{T} t}$ است.

قرائت اولیه زمانی که اتاقک برای اولین بار راه‌اندازی شد (۱۰ سال، ۳ ماه و ۱۷ روز گذشته) 281.1 nC بود.

بنابراین، اصلاح فروپاشی به صورت زیر است:

$$e^{\frac{\ln 2}{T} t} \rightarrow e^{\frac{\ln 2}{29.1} 10.297} \rightarrow 1.278$$

و قرائت تصحیح شده 280.2 nC است.

بنابراین تفاوت بین دو قرائت 0.3% است. از آنجایی که تحمل توصیه شده 1% درصد است، این اتاقک به درستی کار می‌کند.

متخصصانی که در زمینه پرتودرمانی کار می‌کنند در کار ایمنی تابش شرکت خواهند کرد. ایمنی تابش در پرتودرمانی در فصل ۷ شرح داده شده است. در برخی از مراکز، این کار توسط کارشناسان ایمنی پرتویی با دانشی در مورد پرتودرمانی و در برخی دیگر توسط کارشناسان پرتودرمانی با اطلاعاتی در مورد ایمنی پرتویی انجام می‌شود. متخصصان ممکن است در طراحی تأسیسات، صدور مجوز تأسیسات، ارزیابی خطر، توسعه طرح‌های اضطراری، راه‌اندازی کار، حفاظت در برابر پرتوهای عملیاتی، حوادث، نظارت شخصی، نظارت بر محیط زیست، بازرسی، آموزش و آموزش و همچنین دخالت در از کار انداختن تأسیسات یا پایان عمر منابع نقش داشته باشند. تقریباً در همه موارد، کار چند رشته‌ای است و چند تخصص مورد نیاز است.

۶-۱۵. آینده پرتودرمانی

پیشرفت در قدرت محاسباتی و توسعه الگوریتم‌های بهینه‌سازی پیچیده، همراه با پیشرفت در مهندسی شتاب‌دهنده خطی، منجر به توانایی تعدیل دوز تحویل داده شده با استفاده از MLC ها (بخش ۶،۲) و تطبیق دقیق توزیع دوز با یک هدف مشخص، شده است. توانایی کنترل دقیق‌تر توزیع دوز، با به حداقل رساندن دوزهای تحویل داده شده به بافت سالم، نتایج درمان را بهبود بخشیده است، در حالی که اجازه می‌دهد دوزهای بالاتر به حجم مورد نظر تحویل داده شود. با این حال، استفاده از توزیع‌های دوز با تطابق بالا باعث می‌شود که ارائه درمان در مورد عدم قطعیت‌های مربوط به محل‌یابی هدف و کنترل حرکت اعضا، باعث اجرای گسترده‌تر تکنیک‌های تصویربرداری و مدیریت حرکت شده است. IMRT در حال حاضر به عنوان استاندارد مراقبت برای بسیاری از تومورها در نظر گرفته می‌شود. پیشرفت در فناوری همراه با استفاده از تصویربرداری در فرایند درمان، راه را برای درمان‌های شخصی‌تر باز کرده است (مانند پرتودرمانی تطبیقی آنالین، که در آن برنامه درمانی اصلی را می‌توان برای در نظر گرفتن تغییرات مشاهده شده در آناتومی بیمار در طول جلسه درمان تغییر داد).

در حال حاضر، پرتودرمانی تطبیقی روزانه به دلیل محدودیت‌های گردش کار و فناوری محدود شده است. تغییرات در شکل اندام‌ها به این معنی است که در یک وضعیت ایده آل، برنامه درمانی بهینه ممکن است نیاز به تنظیمات روزانه داشته باشد. در عمل، حجم کاری مرتبط با برنامه‌ریزی مجدد، بررسی و تایید مجدد طرح‌ها باعث می‌شود که تصمیم به برنامه‌ریزی مجدد برای بیشتر درمان‌ها فقط برای موارد شدید گرفته شود. برای اینکه پرتودرمانی تطبیقی روزانه به جریان اصلی تبدیل شود، پیچیدگی و رویه‌های تضمین کیفیت مربوط به مطابقت تصویر و تنظیمات برنامه‌ریزی ناشی از آن باید توسعه یابند تا اطمینان از چنین تکنیک‌هایی را برای اجرای آن‌ها فراهم کنند.

فرایند پرتودرمانی معمولاً شامل حضور بیمار برای برنامه‌ریزی سی‌تی اسکن است که در همان موقعیت انجام می‌شود که بیمار برای درمان حضور می‌یابد. سی‌تی اسکن به آنکولوژیست بالینی و دوزیمتریست‌ها کمک می‌کند تا ناحیه مورد درمان از جمله ساختارهای آناتومیکی که باید برای به حداقل رساندن سمیت درمان از آن‌ها اجتناب شود، مشخص کنند. سپس داده‌های سی‌تی اسکن همراه با ساختارهای مشخص شده در اسکن می‌توانند برای برنامه‌ریزی درمان و محاسبه توزیع دوز مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، فرایند تعیین محدوده هدف

وابسته به تغییرات داخلی و بین اپراتوری قرار دارد. سایر روش‌های تصویربرداری را می‌توان برای ارائه اطلاعات اضافی برای کمک به فرایند ترسیم مورد استفاده قرار داد. اسکن‌های MR می‌توانند کنتراست بافت نرم را بهبود ببخشند، در حالی که تکنیک‌های تصویربرداری عملکردی مانند PET می‌توانند اطلاعات اضافی مربوط به متابولیسم سلولی و سایر فرایندهای بیولوژیکی را که در سلول‌های تومور رخ می‌دهند، ارائه دهند. به عنوان مثال، با استفاده از مواد نشاندار شده رادیواکتیو مناسب، می‌توان مناطق با کمبود اکسیژن (هیپوکسی) یا مناطق افزایش تکثیر سلولی را شناسایی کرد. چنین اطلاعاتی را می‌توان برای اصلاح نواحی تحت درمان در مقایسه با اهدافی که صرفاً بر اساس داده‌های مورفولوژیکی سی‌تی اسکن تعریف شده است، مورد استفاده قرار داد.

ما دیده‌ایم که چگونه پیشرفت‌های فنی منجر به ارائه پرتودرمانی با دقت بالا شده است. با این حال، توانایی تحویل دوز دقیق تنها در صورتی به نتیجه مطلوب می‌رسد که دوز در محل صحیح تحویل داده شود. موقعیت حجم مورد نظر در داخل بیمار در معرض درجه‌ای از عدم قطعیت است. این عدم قطعیت به تغییرات کوچک در موقعیت بیمار در هر تحویل درمان (خطاهای تنظیم)، تغییرات در موقعیت حجم هدف به دلیل فرایندهای بیولوژیکی به عنوان مثال، پر شدن رکتوم، پر شدن مثانه و حرکت تنفسی مربوط می‌شود. تغییرات آناتومی می‌تواند به دلیل پاسخ تومور به تابش یا به دلیل کاهش / افزایش وزن در طول فرایند درمان رخ دهد. برخی از این عدم قطعیت‌ها را می‌توان در طول فرایند برنامه‌ریزی به حساب آورد، در حالی که کاهش عدم قطعیت بیشتر را می‌توان با استفاده از تصویربرداری قبل از درمان انجام داد. یک منبع مفید، انتشارات (RCR (2008b، *On Target: Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy* است، در چنین مواردی، تصاویری که بلافاصله قبل از درمان به دست می‌آیند را می‌توان با تصاویری که در طول فرایند برنامه‌ریزی ایجاد شده است مقایسه کرد و موقعیت بیمار را بر این اساس تنظیم کرد. در دهه گذشته، مشاهده شده است که استفاده از تصویربرداری قبل از درمان به طرز چشمگیری افزایش یافته است. سیستم‌های مختلفی برای تصویربرداری استفاده شده است، از جمله استفاده از تصویربرداری دوبعدی با kV و پرتوهای مخروطی CT که می‌تواند کنتراست بافت نرم بهتری را در مقایسه با استفاده از پرتوهای درمانی ارائه دهد. روش‌های تصویربرداری غیر یونیزه مانند فراصوت و تصویربرداری از سطح بدن نیز استفاده شده است.

با اینکه احتمالاً سی‌تی اسکن به عنوان اصلی‌ترین روش تصویربرداری برای برنامه‌ریزی درمان باقی می‌ماند، استفاده از MRI (تصویربرداری رزونانس مغناطیسی) در حال افزایش است. قبلاً، MRI برای برنامه‌ریزی درمان استفاده نمی‌شد؛ به دلیل محدودیت‌های مرتبط با صحت هندسی و اینکه MRI به طور ذاتی تخمینی از چگالی الکترون نمی‌دهد که برای محاسبه دقیق دوز اهمیت دارد. با این حال، همانطور که تکنیک‌ها برای حل این محدودیت‌ها توسعه یافته‌اند، احتمالاً کنتراست بافت نرم بهتری که توسط MRI ارائه می‌شود، به طور گسترده‌تری مورد استفاده قرار خواهد گرفت.

مزایای استفاده از MRI برای بهبود کنتراست بافت نرم اخیراً برای ترکیب تصویربرداری MRI با شتاب‌دهنده خطی گسترش یافته است. این بدان معنی است که تصاویر با کیفیت بالا برای تحویل درمان در دسترس هستند، که به طور بالقوه امکان انطباق واقعی برنامه درمان را با تغییرات آناتومی فراهم می‌کند. در زمان نوشتن این متن، تنها دو دستگاه با چنین ویژگی‌هایی در بریتانیا موجود بود. انتشار گسترده‌تر این فناوری‌ها وابسته به طراحی آزمایشات چند مرکزی است تا شواهدی قوی از بهبود نتایج درمانی ارائه دهد. این امر به منظور توجه آن با توجه به هزینه‌های رو به افزایش مراقبت‌های بهداشتی و منابع کاهش یافته مرتبط با شرایط اقتصادی کنونی ضروری است.

الگوهای پرتودرمانی کنونی معمولاً برنامه‌های درمانی را بر اساس اطلاعات آناتومیک و مورفولوژیک شخصی سازی می‌کنند و به طور فزاینده‌ای از تصویربرداری عملکردی برای تعریف حجم‌های هدف استفاده می‌کنند. با این حال، دوزها و طرح‌های تقسیم‌بندی معمولاً بر اساس داده‌های جمعیتی است که پاسخ‌های فردی به تابش را در نظر نمی‌گیرد. هر بیمار و هر تومور با دیگری متفاوت است. برخی از بیماران به تابش حساس ترند که به طور بالقوه باعث می‌شوند عوارض جانبی افزایش و کیفیت زندگی کاهش یابد، در حالی که برخی از تومورها ممکن است به دوز پرتوهای بالاتر برای کنترل نیاز داشته باشند. افزایش سطح شخصی سازی درمان می‌تواند شامل گنجاندن تفاوت‌های فنوتیپی و ژنوتیپی باشد که در بیماران و تومورهای آن‌ها وجود دارد. کرنز و همکاران (2014) توضیح دادند که چگونه اثرات نامطلوب بافت طبیعی را نمی‌توان به طور کامل توسط عوامل دوزیمتری، درمانی یا جمعیت شناختی در نظر گرفت. آن‌ها استدلال کردند که رادیونومیکس دو هدف اصلی دارد:

- توسعه سنجش‌هایی برای پیش‌بینی اینکه کدام افراد ممکن است از افزایش سمیت رنج ببرند.
- شناسایی مسیرهای مولکولی موثر بر سمیت بافت طبیعی ناشی از تابش دهی.

قدرت تشخیصی توالی‌یابی ژنومی از شناسایی واریانت‌ها ناشی می‌شود که به نوبه خود از مقایسه توالی‌ها از فنوتیپ‌های آسیب‌دیده و غیر آسیب دیده بدست می‌آید. دسترسی به پرونده‌های بالینی الکترونیکی مرتبط با اطلاعات ژنتیکی می‌تواند منجر به شناسایی ارتباطات جدیدی میان تنوع‌های ژنتیکی و خطر بروز بیماری شود. سیستم‌های مدیریت بیماران در درمان‌های پرتودرمانی حاوی مقدار زیادی اطلاعات مرتبط با درمان‌های انجام شده هستند، اما در حال حاضر، ارتباط این داده‌ها با اطلاعات نتیجه و سوابق الکترونیکی بیماران خارجی محدود است، اما در حال افزایش است. همزمان با افزایش غربالگری ژنتیکی به عنوان روش اصلی و شناسایی ژن‌های مناسبی که بر حساسیت به تابش تاثیر می‌گذارند، یکپارچه‌سازی این منابع غنی از اطلاعات می‌تواند مورد استفاده قرار گیرند تا شخصی‌سازی درمان‌های پرتودرمانی را افزایش دهد. اسکریپکاک و همکاران (2014) توضیح دادند که چگونه ایجاد یک مکانیسم تبادل داده با اطلاعات پیش بالینی، بالینی و نتایج ادغام شده در مجموعه داده‌های مشترک بزرگ، می‌تواند منجر به بهبود مدل‌های پیش‌بینی برای پشتیبانی تصمیم، کشف ویژگی‌های پیش آگهی و پتانسیل بهبود کیفیت زندگی شود و زمان بقا را افزایش دهد. بنابراین، ادغام داده‌ها و افزایش دانش و درک مزایای بالقوه‌ای دارد و می‌تواند مزایای اجتماعی و اقتصادی از جمله بهبود نتایج و کاهش تعداد درمان‌های ناکارآمد را به همراه داشته باشد.

افزایش استفاده از تصویربرداری در جریان کار پرتودرمانی به طور بالقوه دری را برای استخراج اطلاعات کمی از تصاویر چند وجهی به منظور گنجاندن در مدل‌های ریاضی برای پیش‌بینی نتایج درمان باز می‌کند. نمونه‌هایی از ویژگی‌های مناسب می‌تواند شامل مکان، بافت و مورفولوژی حجم تومور مشخص شده باشد. به عنوان مثال، معیارهای مبتنی بر شکل بر اساس انحراف از ساختار بیضی مشاهده شد که با بقا در بیماران سارکوما ارتباطی دارد. مثال‌های بیشتر شامل پیش‌بینی کنترل موضعی در بیماران سرطان ریه با استفاده از تصاویر PET/CT (Oikonomou و همکاران ۲۰۱۸) و پیش‌بینی بیماری متاستاتیک در بیماران سارکوما با استفاده از PET / MR (Vallières et al. 2015) است.

متخصصان معمولاً باید با چندین گروه از کارکنان، از جمله پزشکان، پرتوکاران، دوزیمتریست‌ها و کارکنان مهندسی تعامل داشته باشند تا از ارائه خدمات قوی و ایمن اطمینان حاصل کنند. از آنجایی که دامنه فرایند پرتودرمانی گسترده و شامل اطلاعات پیشرفته می‌شود، به عنوان مثال، افزایش استفاده از روش‌های تصویربرداری جایگزین، افزایش استفاده از اطلاعات ژنومی برای شخصی‌سازی درمان و بهبود استفاده از نشانگرهای زیستی برای

نظارت بر پیشرفت درمان، این احتمال وجود دارد که تعاملات پیچیده تری با گروه‌های جدید کارکنان مانند بیوانفورماتیک ایجاد شود. افزایش پیچیدگی مرتبط با تکنیک‌های مدرن ارائه پرتودرمانی به این معنی است که فرایندهای QA باید به طور مداوم تغییر کنند و با چشم انداز در حال تغییر سازگار شوند. معرفی فن‌آوری‌ها و جریان‌های کاری جدید، توسعه حرفه‌ای و آموزش مستمر، اجزای ضروری هستند تا اطمینان حاصل شود که دانش و درک مناسب همراه با فرصت‌های جدید برای بهبود نتایج درمان بیماران سرطانی توسعه می‌یابد.

منابع

- Cervix Cancer Brachytherapy with Emphasis on MR assessment of GTV and CTV".
Radiother Oncol 74: 235–245.
- ICRU (1993) Report 50 Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU, Bethesda, MD.
- ICRU (1999) Report 62, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU, Bethesda, MD.
- ICRU (2010) Report 83, Prescribing, Recording and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). Journal of the ICRU 10 No. 1. ICRU, Bethesda, MD.
- IPEM (2018) Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy, IPEM Report 81, 2nd edition. IPEM, York.
- IRMER (2017) The Ionising Radiations (Medical Exposure) Regulations. SI 2000/1059. The Stationery Office, London, England. Online Available from:
<http://www.legislation.gov.uk/ukxi/2017/1075/contents/made> [accessed 9 November 2020].
- Joiner MC and van der Kogel AJ (2018) Basic Clinical Radiobiology. CRC Press, London.
- Kerns SL, Ostrer H and Rosenstein BS (2014) "Radiogenomics: Using Genetics to Identify Cancer Patients at Risk for Development of Adverse Effects Following Radiotherapy". Cancer Discov 4(2). Online Available from:
<http://cancerdiscovery.aacrjournals.org/content/4/2/155.short> [accessed 9 November 2020].
- Low DA and Dempsey JF (2003) "Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method". Med Phys 30(9): 2455–2464.
- Martin CJ and Sutton DG (2015). Practical Radiation Protection in Healthcare, 2nd edition. Oxford University Press, Oxford, England.
- Mayles P, Nahum A and Rosenwald JC (2007) Handbook of Radiotherapy Physics Theory & Practice. CRC Press, London.
- McEwen MR, Nisbet A, Nahum AE and Pitchford WG (2003) "The IPEM Code of Practice for Electron Dosimetry for Radiotherapy Beams of Initial Energy from 4 to 25 MeV Based on an Absorbed Dose to Water Calibration". Phys Med Biol 48: 2929–2970.
- McKeown SR (2014) "Defining Normoxia, Physoxia and Hypoxia in Tumours - Implications for Treatment Response". Br J Radiol 87(1035): 1–12.

- Mijnheer B, Bridier A, Garibaldi C, Torzsok K and Venselaar J (2001) Physics for Clinical Radiotherapy Booklet No. 6: "Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams". The European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO).
- NICE (2018) "Early and Locally Advanced Breast Cancer: Diagnosis and Management Guideline NG101".
- Online Available from: <https://www.nice.org.uk/guidance/ng101> [accessed 9 November 2020].
- Oikonomou A, Farzad K, Pascal N, et al. (2018) "Radiomics Analysis at PET/CT Contributes to Prognosis of Recurrence and Survival in Lung Cancer Treated with Stereotactic Body Radiotherapy". *Sci Rep* 8(1): 1–11.
- Palmer AL, Pearson M, Whittard P, McHugh KE and Eaton DJ (2016) "Current Status of Kilovoltage (kV) Radiotherapy in the UK: Installed Equipment, Clinical Workload, Physics Quality Control and Radiation Dosimetry". *Br J Radiol* 89: 20160641.
- Parker W and Patrocínio H (2005) "Clinical Treatment Planning in External Photon Beam Radiotherapy". In EB Podgorsak ed. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, 260. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- Patel I (2018) *Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy - IPEM Report 81*, 2nd edition. IPEM, York.
- Poetter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, et al. (2006) "Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (ii): Concepts and Terms in 3D Image Based Treatment Planning in Cervix Cancer Brachytherapy-3D Dose Volume Parameters and Aspects of 3D Image-Based Anatomy, Radiation Physics and Radiobiology". *Radiother Oncol* 78: 67–77.
- RCR (2008a) Royal College of Radiologists, Society and College of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine, and National Patient Safety Agency, British Institute of Radiology. "Towards Safer Radiotherapy". The Royal College of Radiologists, London.
- RCR (2008b) *On Target: Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy*. The Royal College of Radiologists, London.
- RCR (2017) *Radiotherapy Target Volume Definition and Peer Review – RCR Guidance*. The Royal College of Radiologists, London.
- RCR (2019a) *Radiology Dose Fractionation*, 3rd edition. The Royal College of Radiologists, London.
- RCR (2019b) *The Timely Delivery of Radical Radiotherapy: Guidelines for the Management of Unscheduled Treatment Interruptions*, 4th edition. The Royal College of Radiologists, London.
- RTOG (2020) "Contouring Atlases". Online Available from: <https://www.nrgoncology.org/About-Us/Center-for-Innovation-in-Radiation-Oncology> [accessed 26 August 2020]. *Radiotherapy Physics* 201
- Skrupcak T, Belka C, Bosch W, et al. (2014) "Creating a Data Exchange Strategy for Radiotherapy Research: Towards Federated Databases and Anonymised Public Datasets". *Radiother Oncol*. ElsevierIrelandLtd.
- Vallièrès M, Freeman CR, Skamene SR and Naqa EL (2015) "A Radiomics Model from Joint FDG-PET and MR Texture Features for the Prediction of Lung Metastases in Soft-Tissue Sarcomas of the Extremities - IOPscience". *Phys Med Biol* 60(14).

◆ قسمت سوم ◆

ایمنی در برابر پرتو

تیم ایمنی تابش بیمارستان نقش مهمی در حمایت از استفاده ایمن از پرتوهای یونیزان در تمام بخش‌های بیمارستان و همچنین در واحدهای مرتبط مانند کلینیک‌های دندانپزشکی یا مطب‌ها دارد. دانشمندان بالینی متخصص در ایمنی پرتوهای غیریونیزان و یونیزان مهارت‌های علمی تخصصی در اندازه‌گیری و محاسبه میزان پرتو و دوز جذب‌شده را دارند، اما همچنین باید در ارزیابی خطر و همکاری با تیم‌های محلی برای تشویق فرهنگ ایمنی پرتو مؤثر باشند و اقداماتی را برای حفظ میزان قرار گرفتن در معرض پرتوها در حد مناسب عملی (ALARP) و محدوده‌های تعیین شده توسط مقررات سخت‌گیرانه در نظر بگیرند. متخصصان بالینی و کارشناسان ایمنی MRI، مشاوران حفاظت در برابر لیزر^۱ (LPAs) و مشاوران حفاظت در برابر پرتو^۲ (RPAs) با همکاران خود کار می‌کنند تا اقدامات مورد نیاز را انجام دهند. در نهایت، اگر حادثه‌ای رخ دهد، متخصصان بالینی باید از مهارت‌های تحلیلی خود برای شناسایی اشتباهاتشان و اینکه چگونه می‌توان از حوادث مشابه در آینده جلوگیری کرد، استفاده کنند.

1. Laser protection advisers

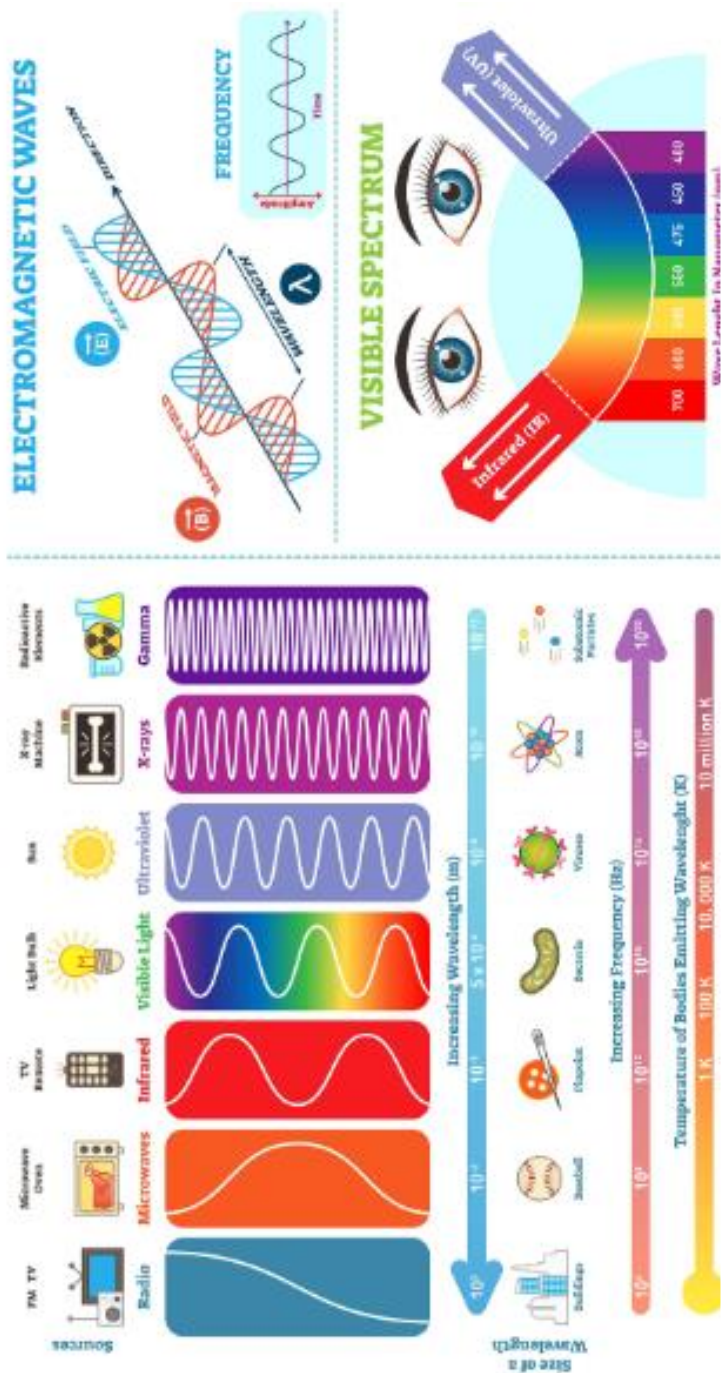
2. Radiation protection advisers

همه این جنبه‌ها نقش ایمنی پرتویی را به یکی از متنوع‌ترین و جالب‌ترین حوزه‌های فیزیک پزشکی تبدیل می‌کند که نیازمند توجه به جزئیات، آشنایی دقیق با الزامات قانونی و مهارت‌های عالی مردم است.

ایمنی تابش در پزشکی، استفاده از انرژی الکترومغناطیسی و میدان‌های مغناطیسی، پرتوهای ایکس، لیزر و نور مادون قرمز و نور مرئی، یا اشعه ماوراء بنفش (UV) را پوشش می‌دهد. طیف الکترومغناطیسی در شکل ۱-۳ خلاصه شده است.

ایمنی پرتویی استفاده از مواد رادیواکتیو در بیمارستان‌ها (همانطور که در فصل ۵ توضیح داده شده است) و همچنین انرژی منتقل شده به بدن از طریق امواج فراصوت را پوشش می‌دهد. ملاحظات ایمنی پرتو برای استفاده از تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) و فراصوت قبلاً در قسمت اول توضیح داده شده است، زیرا این موارد معمولاً در حیطه وظایف متخصصان MRI و سونوگرافی قرار دارند. این فصل ایمنی پرتوهای بیمارستانی مرتبط با استفاده از پرتوهای یونیزان، UV و لیزر را به صورت مختصر بررسی می‌کند.

ELECTROMAGNETIC SPECTRUM



شکل ۳۱،۱ طیف الکترومغناطیسی. پرتوهای یونیزان شامل پرتوهای ایکس با طول موج کوتاه و پرتوهای گاما است. تشعشعات الکترومغناطیسی غیر یونیزان که در بیمارستان‌ها استفاده می‌شود، طیف کاملی از طیف الکترومغناطیسی از اشعه ماوراء بنفش و نور لیزر مرئی گرفته تا سیگنال‌های فرکانس رادیویی (RF) MRI را پوشش می‌دهد.

Debbie Peet, Elizabeth Davies and Alimul Chowdhury

۷-۱. نقش دانشمندان بالینی در ایمنی پرتویی

دانشمندان بالینی که در زمینه ایمنی پرتویی کار می‌کنند باید درک خوبی از کمیت‌ها و واحدهای مورد استفاده در ایمنی پرتویی داشته باشند. این موارد شامل اندازه‌گیری میزان دوز و تشعشع است. متخصصان ایمنی پرتویی همچنین باید درک خوبی از نحوه نفوذ پرتو و برهم‌کنش آن با بافت انسانی، حفاظت و شیلدینگ، انتخاب و استفاده از مواد و نحوه بکارگیری تجهیزات پزشکی داشته باشند. یکی دیگر از نقش‌های دانشمندان بالینی که در زمینه ایمنی پرتویی کار می‌کنند، ارائه راهنمایی به بیمارستان‌ها در مورد نحوه پیروی از قوانین و ارائه بهترین روش‌های مربوط به استفاده از پرتوهای یونیزان و غیریونیزان در مراقبت‌های بهداشتی است. ایمنی پرتویی یک تخصص است که در آن حتی با تجربه‌ترین دانشمندان باید به یادگیری و توسعه مهارت‌های خود ادامه دهند تا بتوانند از به‌کارگیری راه‌حل‌ها برای مشکلات و چالش‌ها حمایت کنند.

کار دانشمندان ایمنی پرتویی ممکن است به طور خاص شامل وظایف زیر باشد:

- طراحی تاسیسات
- مشارکت در صدور مجوز برای استفاده از پرتوها
- راهاندازی تجهیزات و امکانات جدید
- حفاظت پرتویی مؤثر در طول فعالیتهای معمول
- ارائه مشاوره تخصصی در صورت نشت یا حادثه پرتویی
- حمایت از بازرسی توسط مقامات نظارتی
- پایش/اندازه‌گیری سطوح پرتو
- ارزیابی دوز پرتوهای بیمار و کارکنان
- فعالیتهای بازبینی مربوط به پرتوها
- آموزش دادن/دیدن و تحقیق و نوآوری در تمامی زمینه‌های ایمنی پرتویی

دانشمندان ایمنی پرتویی باید از تکنیک‌ها، تجهیزات و تکنولوژی‌های مورد استفاده در بیمارستان آگاه باشند تا بتوانند اقدامات مناسبی را برای ترویج عملکرد بالینی ایمن و محافظت از کارکنان، بیماران و مردم در برابر آسیب انجام دهند. دانشمندان ایمنی پرتویی باید بتوانند خیلی سریع به رویدادهای پیش‌بینی نشده و پویا واکنش نشان دهند.

دانشمند بالینی در ایمنی پرتو به عنوان یک الگو برای همتایان و همکاران خود در بخش‌های دیگر عمل می‌کند. آن‌ها باید تئوری و پیشنهاد اصول ایمنی پرتویی را بدانند و خطرات و الزامات بالینی معاینات و روش‌ها را بشناسند، بنابراین می‌توانند مشاوره ارائه دهند و به کارکنان کمک کنند تا بفهمند چرا اقدامات احتیاطی لازم است. ارتباط خوب و مهارت‌های متقاعدسازی مهم هستند. بسیاری از کاربران پرتوهای یونیزان که در مراقبت‌های بهداشتی بر نتایج بالینی و تجربیات بیمار و اقدامات طراحی شده برای کاهش تابش‌گیری تمرکز می‌کنند، ممکن است به نظر برسد باعث افزایش پیچیدگی و زمان‌بردن برخی روش‌ها می‌شوند. بنابراین الزامات قانونی ایمنی پرتویی گاهی اوقات به عنوان محدودیت‌های اضافی در نظر گرفته می‌شود که باعث تاخیرهای غیر ضروری می‌شود توانایی گوش دادن به نگرانی‌های همکاران بالینی و کار با آن‌ها برای شناسایی راه‌حل‌های عملی، به جای اعمال محدودیت‌ها، یک مهارت کلیدی است.

۷-۲. ایمنی در برابر پرتوهای غیر یونیزان

۷-۲-۱. نوردرمانی^۱

همانطور که از نام آن پیداست، تابش امواج فرابنفش در نوردرمانی، برای درمان بیماری‌های پوستی استفاده می‌شود. نور UV پهن‌بند از طول موج‌های ۲۸۰ تا ۳۱۴ نانومتر برای درمان بیماری‌هایی مانند پسوریازیس و اگزما استفاده می‌کند. پهنای باند باریک نور UV از بخش باریک تری از طیف (۳۱۱ تا ۳۱۲ نانومتر) استفاده می‌کند که برای درمان موارد شدید پوستی موثرتر از پهن‌بند نور UV است. درمان PUVA^۲ از قسمت UVA طیف (۳۱۵ تا ۴۰۰ نانومتر) با یک داروی حساس به نور به نام پсорالان استفاده می‌کند که برای درمان پسوریازیس، پیسی و لنفوم سلول T پوستی استفاده می‌شود. این دارو به صورت کرم روی پوست یا به صورت خوراکی تجویز می‌شود. نوردرمانی به طور گسترده‌ای در دسترس است، اگرچه ممیزی‌ها اختلافات زیادی را در کیفیت خدمات و بروز آسیب نشان داده‌اند.

راهنمای خدمات و استانداردهای خدمات نوردرمانی که توسط انجمن متخصصان پوست بریتانیا^۳ (BAD 2016) نوشته شده است، ماهیت چندرشته‌ای بودن کار را برجسته می‌کند و به طور خاص به ارزش مشارکت دانشمندان فیزیک پزشکی اشاره می‌کند. این دستورالعمل‌ها مستلزم وجود سیستم‌هایی برای دوزیمتری دقیق UV است و بیان می‌کند که کالیبراسیون دوره‌ای و بررسی‌های فنی از تشخیص زود هنگام مشکلات تجهیزات، به حداقل رساندن خطرات برای بیماران و سوابق قابل ردیابی سیستم‌های تضمین کیفیت و ایمنی اطمینان می‌دهد. ارزیابی خطر منظم اشعه ماوراء بنفش در واحد نوردرمانی، ایمنی بیماران، کارکنان و بازدیدکنندگان را تضمین می‌کند. تخصص و تجهیزات برای انجام چنین دوزیمتری‌ای فقط در فیزیک پزشکی در دسترس است. مواجهه شغلی کارکنان با اشعه ماوراء بنفش باید ارزیابی شود و زیر محدوده‌ی توصیه شده نگهداری شود.^۴

تجهیزات مورد استفاده شامل یک جعبه نور^۴ حاوی لامپ‌های فلورسنت است. تعریف "دوز" در زمینه نوردرمانی، تابش اشعه در طول زمانی است که پوست در معرض قرار می‌گیرد. تابش به صورت مقدار توان در واحد سطح با واحدهای mW/cm^2 ($\text{mW} \cdot \text{cm}^{-2}$) اندازه‌گیری می‌شود.

1. Phototherapy

2. Psoralen + UVA

3. British Association of Dermatologists

4. Light box

از آنجایی که توان، میزان انرژی داده شده بر حسب ژول تقسیم بر زمان بر حسب ثانیه است، دوز نوردرمانی اغلب بر حسب $J.cm^{-2}$ برای زمان نوردهی مشخص بیان می‌شود. کالیبراسیون با استفاده از رادیومتر، که زمان‌های درمان را تعیین می‌کند، باید با مشارکت یک دانشمند بالینی با تجربه در نوردرمانی باشد. دوزها معمولاً باید تا ۱۵٪ دقیق باشند. اندازه‌گیری واقعی، ساده یا بدون خطر برای کارکنان نیست، بنابراین آموزش حیاتی است. اطلاعات دقیق در گزارش IPEM 104 (IPEM 2010) و دستورالعمل‌های BAD (BAD 2016) آورده شده است. برای اندازه‌گیری سطوح UV، جزئیات را می‌توان در Moseley و همکاران (۲۰۱۵) یافت. دانشمندان در ارزیابی‌های خطر و بازبینی‌های ایمنی مشارکت دارند و از آن‌ها خواسته می‌شود تا توصیه‌های کلی ارائه دهند. این نقش درجه‌ای از مسئولیت را به همراه دارد زیرا متخصص بالینی مسئول اطمینان یافتن از اینکه بیماران دوز تجویز شده را با دقت قابل قبولی دریافت می‌کنند، است.

۷-۲-۲. لیزر

لیزرها در بسیاری از شاخه‌های پزشکی کاربردهای وسیعی دارند. آن‌ها به طور گسترده در چشم پزشکی، و به عنوان یک دستگاه برش در سایر جراحی‌ها در بسیاری از تخصص‌ها مانند اورولوژی و زنان و به عنوان یک وسیله گرمایش یا درمان در سایر رشته‌ها (به عنوان مثال در فیزیوتراپی و دندانپزشکی) استفاده می‌شوند. طول موج‌های نور لیزر فراتر از نور مرئی است و لیزرهای پزشکی می‌توانند دارای طول موج‌های ۱۶۰ تا ۱۰۶۰۰ نانومتر باشند. نور لیزر برای کاربردهای پزشکی در چندین حالت (از جمله حالت جامد، مایع یا گازی) به عنوان مثال لیزرهای CO_2) وجود دارند.

خطرات متعددی در استفاده از لیزرها وجود دارد. لیزرها و تجهیزات نوردرمانی تحت مقررات کنترل تابش نوری مصنوعی در محل کار (۲۰۱۰) قرار دارند. مجموعه مقررات و الزامات دیگری نیز وجود دارد که در مورد استفاده از لیزرها نیز اعمال می‌شود که در سند MHRA "لیزرها، سیستم‌های منبع نور شدید و LEDها - راهنمایی برای استفاده ایمن در اعمال جراحی پزشکی، دندانپزشکی و زیبایی" توضیح داده شده است (MHRA ۲۰۱۵).

خطرناک‌ترین لیزرها که به چشم یا پوست آسیب می‌رسانند یا می‌توانند خطر آتش سوزی ایجاد کنند، به عنوان لیزرهای کلاس B^۳ و کلاس ۴ شناخته می‌شوند که کلاس ۴

خطرناک‌ترین آن‌هاست. فاصله اسمی ایمن برای چشم^۱ (NOHD) فاصله‌ای است که از دستگاه لیزر لازم است تا اطمینان حاصل شود که پرتو لیزر از حداکثر تابش دهی مجاز (MPE) تجاوز نمی‌کند. محاسبات NOHD و MPE به چند پارامتر بستگی دارد. هندرسون و شولمایستر (۲۰۰۴) نحوه انجام این محاسبات را از اصول اولیه توضیح می‌دهند، اگرچه اکثر مراکز از نرم‌افزار برای محاسبات NOHD و MPE استفاده می‌کنند. استفاده از عینک محافظ معمولاً در هر جایی که از لیزر جراحی استفاده می‌شود، الزامی است. استفاده از عینک وابسته به قدرت و طول موج لیزر است، بنابراین کارکنان باید مراقب باشند که هنگام کار با انواع مختلف لیزر از عینک صحیح استفاده کنند. دانشمندانی که با لیزر کار می‌کنند باید با استانداردهای بریتانیایی مربوطه مشورت کنند و الزامات PPE را برای چشم‌ها شرح دهند. (BS EN 208 1999; BS EN 60825-8 2006; BS EN 60601-2-22 2013; BS EN 60825-1 2014; BS EN 207 2017).

برخی از دانشمندان ارشد که در زمینه ایمنی غیریونیزان یا ایمنی پرتویی کار می‌کنند، در استفاده و کنترل لیزرها در بیمارستان متخصص می‌شوند و به عنوان مشاور حفاظت از لیزر (LPA) گواهینامه می‌گیرند. دانشمندان بالینی ممکن است در مورد انتخاب اتاق و چیدمان آن و به حداقل رساندن خطرات و همچنین اندازه‌گیری‌های مربوط پرتو لیزر، ارزیابی خطر و بازیابی‌های ایمنی، مشاوره ارائه دهند. LPA ممکن است نقشی ارشد در یک سازمان داشته باشد و در کمیته‌های ایمنی جایگاهی داشته باشد.

مطالعه موردی

مشاور حفاظت از لیزر به بخش چشم پزشکی مخصوص بیماران سرپایی فراخوانده می‌شود تا در مورد مناسب بودن اتاقی که برای استفاده از لیزر پیشنهاد شده است مشاوره دهد. اتاق بسیار کوچک است. دارای پنجره‌هایی در سطح طبقه‌ی همکف و آینه‌ای بالای سینک است که در ۱ متری محل پیشنهادی لیزر قرار دارد. اتاق به بخش انتظار بیماران سرپایی باز می‌شود و امکان قفل کردن اتاق وجود ندارد. مشاهدات نشان می‌دهد که کارکنان بالینی بدون در زدن وارد اتاق می‌شوند. اتصال لیزر به چراغ هشدار در خارج از اتاق برای نشان دادن زمانی که از لیزر استفاده می‌شود، پیشنهاد نشده است. بحث و گفتگو با ناظر حفاظت لیزر (LPS)، پزشک، و پرستار مسئول بخش، این موضوع و تعدادی از نگرانی‌های دیگر را نشان می‌دهد و توافق شده است که مکان دیگری پیدا شود. LPA گزارشی می‌نویسد که برای افراد مرتبط ارسال می‌شود.

1. Nominal ocular hazard distance

۷-۳. ایمنی پرتوهای یونیزان - مفاهیم کلیدی

در زمان کوتاهی پس از کشف پرتوهای ایکس و رادیواکتیویته که در فصل ۱ توضیح داده شد، افرادی که با پرتو کار می‌کردند شروع به نشان دادن علائمی از آنچه ما اکنون به عنوان آسیب‌ها و بیماری‌های ناشی از پرتو می‌شناسیم، کردند. فعالیت‌های نالین از اواخر قرن ۱۹ و اوایل قرن ۲۰ منجر به تابش‌گیری زیاد بیماران، کارکنان و مردم شد. در سال ۱۹۲۸، کمیته بین‌المللی پرتوهای ایکس و رادیوم در پاسخ به تعداد روزافزون شواهد که نشان می‌دهد استفاده از پرتو در پزشکی اثرات مضر را در بین کارکنان بهداشتی ایجاد می‌کند، تشکیل شد. حتی در آن زمان نیز مشخص شد که دوزهای مصرفی برای کارکنان باید تا آنجایی که عملی باشد، محدود شود. این نهاد بعداً به کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی^۱ (ICRP) تغییر نام داد. ICRP اکنون به سازمان بهداشت جهانی (WHO) مرتبط است و یک چارچوب جهانی برای ایمنی پرتویی در تمام بخش‌های صنعت از جمله مراقبت‌های بهداشتی فراهم می‌کند. پس از بمباران اتمی هیروشیما و ناکازاکی در سال ۱۹۴۵، اثرات مخرب و دراز مدت دوزهای بالای پرتوهای یونیزان بر انسان نیز آشکار شد. پزشکان متوجه افزایش قابل توجهی در بروز سرطان خون در جمعیت‌هایی شدند که در نزدیکی کانون بمب‌ها زندگی می‌کردند. یک کمیته سازمان ملل در سال ۱۹۵۵ برای جمع‌آوری شواهد علمی از مطالعات اپیدمیولوژیک در مورد اثرات پرتو بر انسان تشکیل شد (UNSCEAR 2020)^۲. پیشرفت مستمر در دستیابی به درک بهتر از اثرات پرتو منجر به ایجاد یک چارچوب مشترک برای ایمنی پرتویی شده است که تقریباً در همه کشورهای جهان رعایت می‌شود. آخرین توصیه‌ها در کمیسیون بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی، گزارش ۱۰۳ (ICRP 2007) ارائه شده است.

نقش کلیدی دانشمند بالینی متخصص در ایمنی پرتویی شامل آموزش استفاده کنندگان از پرتو برای پایبندی به دستورالعمل‌های قانونی فعلی و بهترین عمل می‌شود. این امر تا حدی با اطمینان از اینکه بررسی‌های ایمنی تجهیزات به طور دوره‌ای انجام می‌شود و همچنین از طریق تشویق شیوه‌های کار کردن ایمن و فرهنگ بهبود مستمر برای اطمینان از انطباق با استانداردهای نظارتی به دست می‌آید.

1. International Commission of Radiological Protection

2. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Website

۷-۳-۱. اثرات پرتوهای یونیزان - احتمالی و قطعی

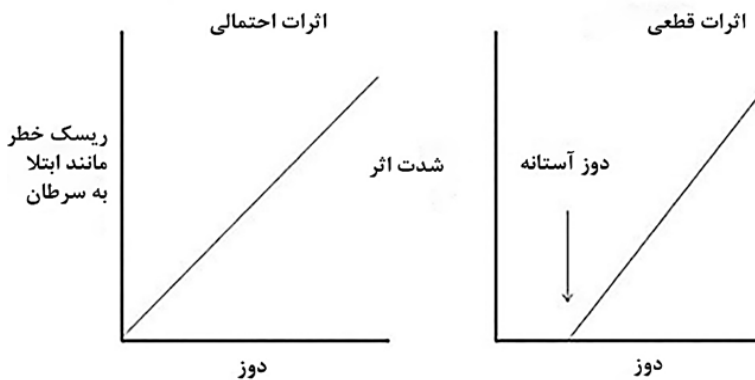
اثرات پرتوهای یونیزان را می‌توان به دو دسته متمایز تقسیم کرد: احتمالی - که در آن خطر یا احتمال یک اثر (سرطان) به میزان پرتوگیری مرتبط است و اثرات قطعی (مانند سوختگی ناشی از پرتو یا آسیب بافتی) که در آن آسیب مستقیم می‌تواند در اثر یک دوز آستانه مشخص بالا رخ دهد. تخمین خطرات احتمالی عمدتاً از مطالعات مربوط پرتوگیری در دوزهای بالای تابش در نرخ‌های بالا به دست آمده است.

در پزشکی و به ویژه در رادیولوژی تشخیصی، اطلاعات محدودی در رابطه با پرتوگیری با پیامدهای احتمالی در دسترس است. این بدان معناست که برآوردهای خطر دارای عدم قطعیت‌های بزرگی است. در مقایسه با خطر طبیعی سرطان یک فرد، خطر اضافی مرتبط با پرتوگیری در پزشکی نسبتاً کوچک است (جدول ۷-۱). عوامل خطر متعدد و فرایندهای ژنی-محیطی نیز نقش دارند که می‌توانند بر خطر ابتلا به سرطان در طول زندگی یک فرد خاص تأثیر بگذارند.

جدول ۷-۱. خطر مادام العمر ابتلا به سرطان در یک جمعیت مرکب اروپایی-آمریکایی در مردان (Wall و همکاران ۲۰۱۱)

سن (سال)	خطر مادام العمر ابتلا به سرطان (% بر گری)
۰-۹	۱۰,۰
۱۰-۱۹	۸,۰
۲۰-۲۹	۶,۲
۳۰-۳۹	۵,۱
۴۰-۴۹	۴,۲
۵۰-۵۹	۳,۳
۶۰-۶۹	۲,۲
۷۰-۷۹	۱,۳
۸۰-۸۹	۰,۶
۹۰-۹۹	۰,۰

در حال حاضر، اثرات احتمالی با استفاده از مدل خطی بدون آستانه^۱ (LNT) خطر پرتو توصیف شده است. این مدل به سادگی فرض می‌کند که هیچ آستانه‌ای وجود ندارد که زیر آن قرار گرفتن در معرض تابش کاملاً ایمن باشد، اما میزان خطر به صورت خطی با میزان پرتوگیری افزایش می‌یابد (شکل ۷-۱). در این مدل، خطر احتمالی به عنوان تابعی از سن، دوز و آهنگ دوز در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۷-۱. مدل‌های آستانه‌های خطی که (الف) اثرات احتمالی و (ب) اثرات قطعی را توصیف می‌کنند.

دسته دوم، اثرات غیر احتمالی (قطعی) فقط بالای یک دوز آستانه مشخص رخ می‌دهد. بالاتر از این آستانه، شدت آسیب بافتی مستقیم، یا سایر اثرات، به صورت خطی با میزان دوز افزایش می‌یابد. اثرات غیر احتمالی در پرتودرمانی و برخی از اشکال رادیولوژی مداخله‌ای مهم هستند، جایی که اریتما (قرمزی پوست شبیه به سوختگی) می‌تواند نتیجه پرتوگیری باشد. در واقع در پرتودرمانی، دوزهای خاصی از پرتو با هدف آسیب رساندن به سلول‌های تومور تجویز می‌شود و فصل ۶ این موضوع و بسیاری از تکنیک‌ها را برای به حداقل رساندن پرتو به بافت‌های سالم توصیف می‌کند.

۷-۳-۲. الزامات قانونی برای استفاده از پرتوهای یونیزان

سند «استانداردهای پایه ایمنی» آژانس بین‌المللی انرژی اتمی (IAEA)، نمای کلی از استانداردهایی برای کاهش دادن پرتوگیری غیرضروری پرتوهای یونیزان را ترسیم می‌کند (IAEA 2014). این موارد در همه بخش‌ها از جمله مراقبت‌های بهداشتی، هسته‌ای و صنعت

1. Linear Non-Threshold

اعمال می‌شود. متخصصان ایمنی پرتویی در این بخش‌ها به کار گرفته می‌شوند تا از اصول اصلی آژانس برای توجیه، بهینه‌سازی و محدود کردن پرتوگیری حمایت کنند.

در مراقبت‌های بهداشتی، پرتوهای یونیزان برای درمان و تشخیص انواع بیماری‌ها استفاده می‌شود. در برخی شرایط، کارکنان ممکن است به طور تصادفی در معرض سطوح نسبتاً بالایی از پرتوها قرار گیرند. به عنوان مثال، ممکن است یک فرد ناخواسته در طول درمان در اتاق پرتودرمانی باقی بماند که منجر به سطوح بالایی از پرتوگیری می‌شود. قوانین موجود و رهنمودهای بهترین عملکرد از نهادهای حرفه‌ای، چارچوبی را برای به حداقل رساندن خطر و تأثیر این موقعیت‌ها فراهم می‌کند. اولین وظیفه یک دانشمند بالینی کارآموز که در زمینه ایمنی پرتویی کار می‌کند، آشنایی با رهنمودهای مربوطه است.

دانشمندان بالینی که در زمینه ایمنی پرتویی کار می‌کنند باید بدانند که چگونه قوانین مربوطه در طیف وسیعی از شاخه‌ها از جمله رادیولوژی تشخیصی، پرتودرمانی و پزشکی هسته‌ای اعمال می‌شود. تعدادی از مهمترین مقررات و اسناد راهنما به طور خلاصه در جدول ۷-۲ آورده شده است که شامل یک سند راهنمای مفید به نام یادداشت‌های راهنمای پزشکی و دندانپزشکی^۱ (MDGN) است که توسط موسسه فیزیک و مهندسی در پزشکی^۲ (IPEM 2002) تهیه شده است که تفسیری کاربردی از قوانین اعمال شده در حوزه‌های بالینی مختلف ارائه می‌دهد. این قدم خوبی برای تلاش برای درک قانون است. نسخه به روز شده به زودی انتظار می‌رود. سایر نهادهای حرفه‌ای که راهنمایی‌های قابل دسترس عملی در زمینه‌ی ایمنی پرتویی صادر می‌کنند، انجمن حفاظت رادیولوژییک (<https://srp-uk.org/>) (SRP) و موسسه رادیولوژی بریتانیا (<https://www.bir.org.uk/>; see e.g. BIR 2016) هستند.

همچنین یک آیین نامه عملکردی تایید شده توسط اداره بهداشت و ایمنی بریتانیا (HSE 2018) صادر شده است که باید به عنوان "کد بزرگراه (Highway Code)"^۳ استفاده از تشعشع مرتبط با پرتوگیری کارگران و مردم در نظر گرفته شود. در حالی که این توصیه‌ها یک الزام قانونی نیستند، اگر شما به آیین نامه به درستی عمل نکنید، باید بتوانید دلیل آن را توجیه کنید و نشان دهید که فعالیت‌های شما مشابه هستند. دستورالعمل RCR منتشر شده در

1. Medical and Dental Guidance Notes

2. Institute of Physics and Engineering in Medicine

۳- کد بزرگراه مجموعه‌ای از اطلاعات، توصیه‌ها، راهنماها و قوانین اجباری برای کاربران جاده در بریتانیا است.

سال ۲۰۲۰ در مورد مفاهیم ایمنی پرتو برای عملکرد بالینی در رادیولوژی تشخیصی، رادیولوژی مداخله‌ای و پزشکی هسته‌ای نیز مفید است (RCR 2020). این یک پروژه با همکاری چندین رشته مختلف با نظرات کارشناسان ایمنی پرتویی بود. همچنین دستورالعمل‌های منظمی توسط کمیسیون کیفیت مراقبت (CQC) در مورد انطباق با حوادث تحت IR(ME) R 17 (CQC 2020b) ارائه می‌شود.

۳-۳-۷. محدودیت دوز

کارکنان و مردم مشمول محدودیت‌های دوز تعریف شده قانونی هستند که نباید از آن محدوده تجاوز کرد. این موارد در IRR17 تنظیم شده و توسط اداره ایمنی و بهداشت اجرا می‌شود (جدول ۲-۷). بسیاری از کارکنانی که با پرتوهای یونیزان کار می‌کنند از دزسنج‌های شخصی استفاده می‌کنند (شکل ۲-۷) تا مطمئن شوند که هر دوز تابش به درستی در محدوده ایمن مورد انتظار است. معمولاً این دانشمندان در زمینه ایمنی پرتویی هستند که به سازمان خود توصیه می‌کنند که چه کسی باید تحت نظر باشد. در محیط بیمارستان، اکثر کارکنان دوزهای پایینی را برای کل بدن دریافت می‌کنند که به خوبی در محدوده توصیه شده است.

برای کارکنانی که با پرتو کار می‌کنند، حد دوز برای پرتوگیری کل بدن در دوزی تعیین می‌شود که در آن هر خطر اضافی ابتلا به سرطان بالاتر از احتمال ۵۰٪ که به طور طبیعی رخ می‌دهد (CRUK 2020)^۱ به عنوان عامل قابل قبول در سایر خطرات شغلی در نظر گرفته می‌شود. علاوه بر محدودیت دوز کل بدن، محدودیت‌های دوز جداگانه‌ای برای اندام‌های مختلف تعیین می‌شود تا اطمینان حاصل شود که میزان تابش‌گیری بسیار کمتر از آستانه اثرات قطعی (مانند اریتما) است. بیشترین محدودیت دوز به نوع کاری که در هر بخش انجام می‌شود بستگی دارد. به عنوان مثال، در پزشکی هسته‌ای، جایی که کارکنان ممکن است به صورت دستی چشمه‌های رادیواکتیو را مدیریت کنند، مناسب‌ترین حد، حد دوز برای انگشتان است. در رادیولوژی مداخله‌ای، ممکن است این چشمه‌ها باشند که به حد مجاز دوز نزدیک می‌شوند. حد دوز برای عدسی چشم بسیار پایین‌تر از سطحی است که در آن آب مروارید ناشی از پرتو مشاهده شده است. در حالی که در ابتدا تصور می‌شد آب مروارید ناشی از پرتو از اثرات قطعی ناشی می‌شود، اکنون تصور می‌شود که از اثرات "شبه" تصادفی هستند (Hamada و همکاران ۲۰۱۴؛ ICRP 2012) که منجر به کاهش قابل توجهی در حد دوز چشم در IRR17 شد.

جدول ۷-۲. قوانین در بریتانیا

قوانین و مقررات	نکات اصلی و اسناد راهنمای کلیدی
توجیه اعمال مرتبط با مقررات مربوط به پرتوهای یونیزان ۲۰۰۴ (اصلاح شده ۲۰۱۸)	برای اطمینان از اینکه هیچ عملی انجام نمی‌شود مگر اینکه توجیه قبلی این عمل توسط یک مرجع توجیه کننده وجود داشته باشد. این موضوع بیشتر موارد استفاده از پرتو در مراقبت‌های بهداشتی را پوشش می‌دهد.
IRR (۲۰۱۷): مقررات پرتوهای یونیزان ۲۰۱۷	برای اطمینان از ایمنی کارکنان و مردم هنگام استفاده از پرتوها. این مقررات توسط اداره بهداشت و ایمنی (HSE) از طریق موارد زیر اجرا می‌شود: اطلاع رسانی، ثبت نام یا رضایت دادن برای استفاده از پرتو ارزیابی خطر پیشین قوانین محلی اطلاعات، دستورالعمل‌ها و آموزش مشاوره با یک مشاور حفاظت پرتویی انتصاب یک سوپروایزر حفاظت پرتویی همکاری کارفرمایان زمانی که کارمندان در چندین بخش کار می‌کنند محدودیت دوز استفاده از تجهیزات حفاظت فردی و نگهداری از آن‌ها اجرای طرح اضطراری و تمرین کردن عملیات معرفی منطقه کنترل شده معرفی طبقه بندی کارکنان استفاده ایمن از منابع بسته رادیواکتیو آیین نامه عمل تایید شده (ACOP) روش‌های عملی برای اجرای الزامات را ارائه می‌دهد. راهنمایی در سند HSE L121 (HSE 2018) و یادداشت‌های راهنمای پزشکی و دندانپزشکی (IPEM 2002).
IR(ME)R17: مقررات مربوط به پرتوهای یونیزان (پرتوگیری‌های پزشکی) ۲۰۱۷ (اصلاح شده در سال ۲۰۱۸)	هدف این قانون این است که اطمینان حاصل شود که نظارت بر بهینه‌سازی استفاده از پرتوها در مراقبت‌های بهداشتی وجود دارد. این امر توسط کمیسیون کیفیت مراقبت (CQC) اجرا می‌شود به طوریکه این کار را با تعریف نقش‌های کلیدی زیر انجام می‌دهد: ارجاع دهنده: پزشکی که می‌تواند درخواست آزمایش پرتوهای ایکس کند. این شخص همچنین ممکن است یک عضو غیرپزشکی از کارکنان بالینی باشد، اگر آن‌ها در این حیطه مجوز و آموزش مناسبی داشته باشند، و توسط کارفرمای خود مجاز به انجام این کار باشند. پزشک: شخصی که مسئول اطمینان یافتن از این است که منفعت این عمل برای بیمار بیشتر از خطر پرتوگیری است. دارنده مجوز ARSAC (PHE 2020) در

پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی مولکولی است (برای اطلاعات بیشتر در این مورد به فصل ۵ مراجعه کنید). اپراتور: هر کسی که هر انجام وظیفه‌ای را انجام دهد می‌تواند بر دوز تابشی بیمار تأثیر بگذارد. این شامل رادیوگرافرها، رادیولوژیست ها، تکنسین ها و دانشمندان می‌شود. کارشناس فیزیک پزشکی: فردی که دانش کافی از فیزیک پزشکی برای ارائه مشاوره در مورد جنبه‌های پرتوگیری و کاربرد IR(ME)R (۲۰۱۷) دارد. IR(ME)R (2017) نیز الزامات نظارتی را حول موارد زیر مشخص می‌کند: الزامات آموزشی رویه‌هایی که باید وجود داشته باشند، برای مثال نحوه شناسایی بیمار صحیح بازبینی هایی که باید انجام شود الزامات کنترل کیفیت الزام به داشتن سطوح مرجع تشخیصی به جای محدودیت دوز برای پرتوگیری‌های پزشکی مدیریت حوادث راهنمایی هایی در اسناد راهنمایی CQC (۲۰۱۷)، سازمان بهداشت و مراقبت اجتماعی (DHSC 2019) و در راهنمای RCR یافت می‌شود.	
این قانون انواع تولید زباله را پوشش می‌دهد و اصول کاهش، استفاده مجدد و بازیافت آن‌ها را در بر می‌گیرد. جدول ۲۳ مواد رادیواکتیو را برای اطمینان از موارد زیر پوشش می‌دهد: کنترل بر نگهداری، استفاده و امنیت چشمه‌های رادیواکتیو سیستم‌های کافی برای انباشت و دفع زباله‌های رادیواکتیو برای مدیریت اثرات رادیولوژیکی بر افراد و محیط زیست وجود دارد. تمهیدات کافی برای استفاده از چشمه‌های بسته با اکتیویته بالا (HASS) وجود دارد. راهنمایی هایی توسط آژانس محیط زیست در مورد EPR16 و برای بیمارستان‌ها در MDGN صادر شده است.	EPR16: مقررات مجوزهای محیط زیستی (EPR 2016)
این قانون حمل و نقل مواد رادیواکتیو به بیمارستان‌ها و بین بخش‌ها را پوشش می‌دهد. الزامات برای بسته بندی، برچسب زدن و اسناد حمل و نقل شرح داده شده است. الزامات آموزشی برای رانندگان، از جمله طرح‌های اضطراری در صورت تصادف جاده‌ای یا سرقت از وسیله نقلیه، نیز پوشش داده شده است. بیمارستان‌های درگیر در حمل‌ونقل موظفند با یک مشاور ایمنی کالاهای خطرناک مشورت کنند که آن شخص نیز باید از لحاظ اقدامات لازم به روز باشد. راهنمایی‌هایی را می‌توان در MDGN (IPEM 2002) یافت.	قانون حمل کالاهای خطرناک (۲۰۱۹)



شکل ۷-۲. دوزیمتر شخصی کل بدن

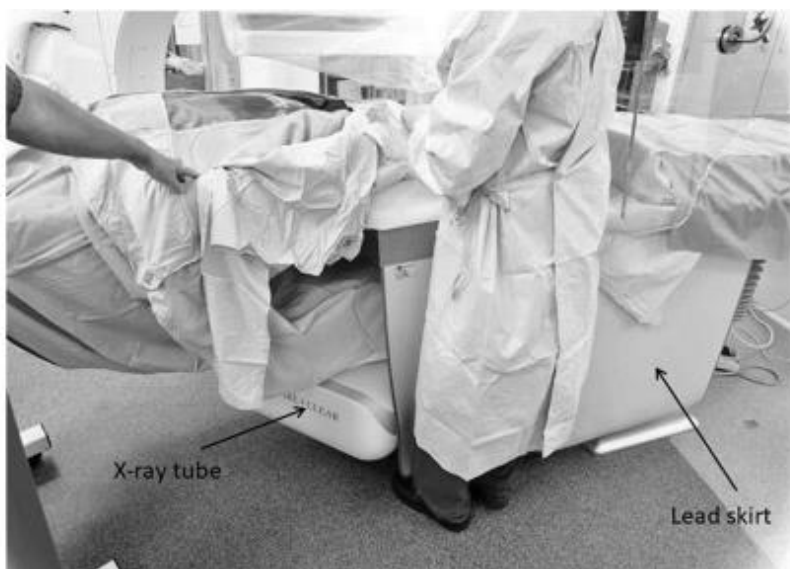
۷-۴. خطرات بیمارستانی پرتوهای یونیزان

دانش نحوه استفاده از منابع مختلف پرتویی در سراسر مراقبت‌های بهداشتی مورد نیاز است تا بتوان خطرات پرتوگیری را اندازه‌گیری و کاهش داد.

۷-۴-۱. تصویربرداری با پرتوهای ایکس تشخیصی

یک تیوب پرتو ایکس منبعی از باریکه پرتوهای ایکس است که به سمت بیمار هدایت می‌شود تا بتوان تصویری به دست آورد. در حالی که تیوب در فلز محصور شده است تا شدت پرتوهای ایکس در جهات دیگر کاهش یابد، نشد پرتو از تیوب می‌تواند برای هر کسی که نزدیک تیوب می‌ایستد خطرناک باشد. برای مثال شکل ۷-۳ را ببینید.

یک لایه سرب به ضخامت ۲ میلی‌متر اغلب برای محافظت از اتاق‌های رادیولوژی تشخیصی استفاده می‌شود تا از پرتوگیری کارکنان، بیماران و مردم در مناطق اطراف جلوگیری شود. کولیماتور را می‌توان در جهت‌گیری‌های ثابت یا متحرک استفاده کرد، که ممکن است بر الزامات حفاظت پرتویی تأثیر بگذارد. برای انجام کار مورد نیاز، کارکنان اغلب باید در اتاق در کنار بیمار و واحد پرتوهای ایکس بمانند. سیستم‌هایی با قابلیت حرکت آزاد، مانند آنچه در شکل‌های ۷-۳ و ۷-۴ نشان داده شده است، می‌توانند برای ایمنی پرتوها چالش برانگیز باشند. چشم‌ها را می‌توان با شیلدهای محافظتی موجود در اتاق، یا با الزام کردن کارکنان به استفاده از عینک‌های سربی محافظت کرد (شکل ۷-۴).



شکل ۷-۳. پاهای جراح از پرتوهای ایکس ساطع شده توسط تیوب پرتو ایکس با روپوش سربی که از میز آویزان شده است محافظت می‌شود. با این حال، پای جراح به محفظه تیوب نزدیک است و برای جلوگیری از پرتوگیری غیرضروری، باید عقب کشیده شود.



شکل ۷-۴. اقداماتی برای محافظت از چشم در برابر پرتوگیری قابل توجه را نشان می‌دهد. در این محیط کارکنان بدون صفحه سربی بین آن‌ها و منبع پرتوهای ایکس باید از عینک سربی استفاده کنند. در این مثال، بیمار منبع است.

در انرژی‌های تشخیصی، بیشتر پراکندگی پرتوهای ایکس به سمت عقب و در جهت تیوب پرتو ایکس پراکنده می‌شود. بنابراین، تیوب معمولاً زیر تخت عمل قرار می‌گیرد (برای محافظت از چشم‌ها و اندام‌های شکمی حساس به اشعه)، در حالی که پاها با پوشش‌های سربی که در اطراف میز قرار می‌گیرند محافظت می‌شوند (شکل ۷-۳).

۷-۴-۲. پزشکی هسته‌ای

در پزشکی هسته‌ای، خطرات متنوع‌تر و پیچیدگی بیشتری دارند. علاوه بر آلودگی، استنشاق و بلع مواد رادیواکتیو، پس از تزریق رادیونوکلئید به بیماران آن‌ها به طور بالقوه به یک منبع پرتویی متحرک تبدیل می‌شوند که درحین استفاده از حمل و نقل عمومی، ادرار کردن، شیردهی و شرکت در انواع فعالیت‌ها، می‌توانند ایجاد تابش و آلودگی بکنند و در نتیجه خطر پرتوگیری را برای اطرافیان‌شان افزایش دهند. جزئیات بیشتر در مورد چگونگی محافظت از مردم پس از درمان پزشکی هسته‌ای بیماران در فصل ۵ توضیح داده شد.

چشمه‌های رادیواکتیو را می‌توان به عنوان چشمه‌های بسته (اگر کاملاً در یک ماده جامد محصور شده باشد) یا چشمه‌های باز طبقه بندی کرد. چشمه‌های باز پتانسیل تبدیل شدن به یک خطر دوز خارجی و خطر آلودگی را دارند. در صورت آلودگی، تمام اقدامات احتیاطی باید برای کاهش خطر بلع یا استنشاق مواد رادیواکتیو انجام شود. هنگامی که منبعی در داخل بدن قرار می‌گیرد، محدود کردن پرتوگیری دشوار می‌شود. منابع بسته معمولاً به عنوان یک خطر آهنگ دوز خارجی در نظر گرفته می‌شوند، اگرچه اگر بدنه آن‌ها شکافته شود و مواد رادیواکتیو آزاد شوند، می‌توانند به یک منبع رادیواکتیو باز با خطر آلودگی تبدیل شوند. برای کاهش این خطر، منابع رادیواکتیو معمولاً در ظروف مخصوص نگهداری می‌شوند که باید به طور مرتب از نظر نشتی آزمایش شوند.

۷-۴-۳. پرتودرمانی

همانطور که در فصل ۶ توضیح داده شد، هدف از پرتودرمانی تخریب مستقیم سلول‌های تومور سرطانی با ارسال دوز بالا، اما هدفمند، پرتو به بیمار است. دوزهای لوکالیزه را می‌توان با استفاده از پرتوهای متمرکز ایکس پرا انرژی و سایر ذرات (به عنوان مثال الکترون) تولید شده توسط یک شتاب‌دهنده خطی منتشر کرد. در پرتودرمانی، دوزهای پرتوگیری به مراتب بالاتر از کاربردهای تصویربرداری تشخیصی است. دوز در پرتودرمانی به جای دوز کل بدن که در

رادیولوژی تشخیصی بر حسب سیورت (mSv) اندازه‌گیری می‌شود، بر حسب واحد Grays (Gy) محاسبه می‌شود تا دوز جذبی به اندام هدف مشخص شود. احتیاط‌های ایمنی پرتویی اضافی لازم است تا سطح پرتوگیری کارکنان و مردم و بخشی از بیماران که هنوز تحت درمان نیستند محدود شود. بیشتر شتاب‌دهنده‌های خطی توسط یک مخزن بتنی ۱ تا ۲٫۵ متری احاطه شده‌اند تا مناطق اطراف را از سطوح بالای پرتو محافظت کنند. در پرتودرمانی، ضروری است که در طول پرتوگیری غیر از بیمار فردی در اتاق درمان باقی نماند. به دلیل کنترل‌های مهندسی دقیق‌تر پیرامون پرتودرمانی، مانند قفل ایمنی^۱ و حفاظ، دوزهای دریافتی توسط کارکنان اغلب کمتر از افرادی است که در رادیولوژی مداخله‌ای یا پزشکی هسته‌ای کار می‌کنند. این به دلیل این است که حفاظ بسیار قوی و توانایی رها کردن بیمار در اتاق درمان، پرتوگیری را کاهش می‌دهد. شکل ۵-۷ اتاق درمان پرتودرمانی را نشان می‌دهد.

برای ترابی از منابع بسته برای درمان مستقیم سرطان‌ها استفاده می‌کند. برخی از چشمه‌ها به طور دائم در بدن کاشته می‌شوند، برخی دیگر برای مدت زمان کوتاهی تزریق می‌شوند. از آنجایی که اکتیویته این چشمه‌ها نسبتاً زیاد است، ریسک پرتوگیری بیش‌ازحد کارکنان وجود دارد و باید کنترل‌های بیشتری اعمال شود.



شکل ۵-۷. اتاق پرتودرمانی

1. Interlock

۷-۵. طراحی اتاق

طراحی یک تاسیسات برای محافظت از افراد در برابر پرتوهای یونیزان می‌تواند یک کار کاملاً پیچیده باشد و شامل چندین مرحله از ابتدا تا انتها است. برای دانشمند بالینی می‌تواند آسان باشد که یک دیدگاه محدود داشته باشد و فقط حفاظ مورد نیاز در اطراف یک اتاق را در نظر بگیرد. در حقیقت، فرایند طراحی اتاق شامل مراحل متعدد و نیازمند همکاری کارکنان متخصص است. طراحی اتاق باید بسیاری از الزامات، گاهی متناقض، را با هدف طراحی اتاقی که ایمن باشد، الزامات الکتریکی و ساختاری مناسب را برآورده کند، دارای انبار و دسترسی مناسب برای نیازهای بالینی باشد، و بتواند وسایل و لوازم مورد نیاز را در خود جای دهد، تامین کند. از منظر ایمنی پرتویی موقعیت تجهیزات، کاربرد بالینی مورد نظر و فعالیت هایی که در اتاق‌های اطراف انجام می‌شود، باید در نظر گرفته شود. قرارگیری تجهیزات یک عامل اصلی است، زیرا فاصله بین تجهیزات و دیوارها یا صفحات می‌تواند به مقدار قابل توجهی میزان حفاظ مورد نیاز را کاهش دهد، همچنین خطرات ناشی از پرتوگیری مستقیم و پرتوهای پراکنده در مکان‌های کلیدی را تعیین می‌کند. استفاده بالینی باید در نظر گرفته شود، زیرا زوایای پروجکشن مختلف و استفاده از تکنیک‌های مختلف، یا ایزوتوپ‌های مختلف در پزشکی هسته‌ای، می‌تواند بر موقعیت ایده آل برای حفاظ تأثیر بگذارد. در اتاق‌های اطراف، یک دفتر کار که تمام وقت از آن استفاده می‌شود، نیاز به حفاظ بیشتری نسبت به دیوار یا سقف خارجی دارد. ارتباط با معمار می‌تواند برای شناسایی نواحی مجاور و فواصل مرتبط، و نقاط ورود و خروج برای جریان برق، آب، هوا و گاز مفید باشد.

متخصصان درگیر در این فرایند ممکن است از الزامات خارج از تخصص خود بی اطلاع باشند، به ویژه اگر قبلاً در طراحی و ساخت تاسیسات پرتویی مشارکت نداشته باشند. ارتباطات ضعیف در این مرحله می‌تواند منجر به اصلاحات و تاخیرهای پرهزینه شود. در حالت ایده آل، فرایند طراحی باید شامل بحث و گفتگو بین سازنده، معماران، کارکنان بالینی، کارکنان ساخت و ساز/تاسیسات و دانشمندان بالینی باشد. در خلال این گفتگوها می‌توان نکات کلیدی را مطرح کرد و در مورد الزامات متضاد تصمیمات آگاهانه گرفت. به عنوان مثال، یک دانشمند بالینی ممکن است پیشنهاد کند که در اتاق پرتوهای ایکس به سمت داخل باز شود تا مانعی بین افرادی که وارد اتاق می‌شوند و واحد پرتوهای ایکس تشکیل شود، اما این ممکن است برای ورود یک بیمار روی ویلچر به اتاق غیرعملی باشد. جلسات حضوری فرصت خوبی را برای گفت‌وگو در مورد مکان‌یابی فراهم می‌کند که بر محل چراغ‌ها و علائم هشداردهنده تأثیر

می‌گذارد، زیرا این چراغ‌ها باید در مرز مناطق کنترل شده قرار گیرند. اگر زمانی محل موردنظر (از نظر تحت کنترل بودن) تعیین نشده باشد (مثلاً با تجهیزات پرتوهای ایکس به طور الکتریکی ایزوله باشد یا پس از اینکه اتاق رادیوایزوتوپ برای آلودگی بررسی شد)، هیچ علامت دائمی نباید آن را به عنوان یک ناحیه تحت کنترل نشان دهد. علائم برگشت پذیر یا چراغ‌های هشدار دو مرحله‌ای را می‌توان برای این کار نصب کرد.

به طور معمول ضخامت یکسانی از حفاظ روی تمامی دیوارها نصب می‌شود تا امکان جابجایی تجهیزات در آینده وجود داشته باشد. این امر خطر خطا در هنگام نصب را کاهش می‌دهد و تغییرات تجهیزات را ساده می‌کند یا بار کاری را افزایش می‌دهد. بنابراین، اگرچه محاسبات را می‌توان برای همه دیوارها انجام داد، اما حفاظ معمولاً بر اساس الزامات دیوارها یا کف براساس حداکثر پرتوگیری است.

همچنین بسته به حیطه استفاده از پرتوهای ایکس، تفاوت زیادی در رویکرد وجود دارد. به عنوان مثال، در رادیولوژی تشخیصی نصب ثابت، موقعیت منبع دارای دامنه حرکتی محدود و موقعیت‌های استاندارد خاص در حین کار خواهد بود. محدودیت‌های اضافی در حرکت تیوب می‌تواند برای جلوگیری از احتمال پرتوگیری اولیه در ناحیه کنترل شده استفاده شود. خود پرتو فقط برای دوره‌های بسیار کوتاهی در طول پرتودهی وجود خواهد داشت و انرژی پرتوهای به کاررفته در تصویربرداری بالینی نسبتاً کم است. با توجه به این موضوع برهمکنش اصلی اثر فوتوالکتریک است و مواد با عدد اتمی بالا، مانند سرب، موانع موثری ایجاد می‌کنند. برای روش‌های پزشکی هسته‌ای و پرتودرمانی با انرژی بالا، برهمکنش کامپتون می‌تواند شایع‌تر باشد، که ممکن است به موادی با چگالی بالا برای ایجاد حفاظ کافی نیاز داشته باشد.

اصول طراحی محافظ:

- بار کار و استفاده از تجهیزات/منبع برای محاسبه دوز در نقطه بحرانی، جایی که یک کارگر یا عموم ممکن است وقت خود را سپری کند، استفاده می‌شود.
- یک محدودیت تنظیم شده است. اغلب 0.3 mSv در سال برای عموم مردم و حداکثر دوزهای مجاز مانند 1 mSv در سال برای کارکنانی که با پرتو کار می‌کنند تنظیم می‌شود.
- نسبت اینها را ضریب تضعیف می‌گویند.
- می‌توان از جداول/حسابگرها برای محاسبه ضخامت مواد مورد نیاز برای دستیابی به میزان تضعیف مطلوب استفاده کرد. این ماده ممکن است بتن یا سرب یا آجر یا بلوک‌های استاندارد باشد.

۷-۵-۱. کنترل‌های مهندسی / اینترلاک‌ها / علائم هشدار

از آنجایی که پیامد پرتوگیری افراد دیگری غیر از بیمار تحت درمان جدی است، اقدامات متعددی به طور معمول استفاده می‌شود تا اطمینان حاصل شود که هیچ کس به جز بیمار قبل از شروع پرتودهی در اتاق درمان نباشد. همه اتاق‌ها دارای چراغ‌های هشداردهنده هستند که وقتی منبعی در حال پرتودهی است، روشن می‌شوند (شکل ۷-۶) همانطور که طبق مقررات علائم ایمنی ۲۰۱۵ (HSE 2015) لازم است. برخی از اتاق‌ها دارای علائم هشدار دهنده تکمیلی هستند که جزئیات بیشتری در مورد نوع منبع و محدودیت‌های دسترسی ارائه می‌دهد.

هنگام ترک بیمار در اتاق قبل از درمان پرتودرمانی، کسی نقش آخرین فرد خارج^۱ (LPO) را بر عهده می‌گیرد. پس از دید بصری کلی اتاق، دکمه LPO را فشار می‌دهند که مدت زمان کوتاهی را به آن فرد می‌دهد تا قبل از تنظیم یک اینترلاک به شکل " حائل نوری (light curtain)" یا در ثابت، اتاق را ترک کند. پرتودهی زمانی شروع می‌شود که این مرحله ایمنی کامل شده باشد. اگر اینترلاک شکسته باشد، پرتودهی آغاز نمی‌شود و سیستم LPO باید تنظیم مجدد شود و در عین حال بررسی شود که هیچ کس به طور سهوی وارد اتاق نشده باشد. به همین ترتیب، اگر اینترلاک در طول درمان شکسته شود، پرتودهی متوقف می‌شود. این اقدامات ایمن هر روز بررسی می‌شود.

۷-۵-۲. در حین ساخت و ساز

اگر ساخت و نصب تجهیزات مورد نیاز باشد، دانشمند ممکن است نیاز به بازرسی از محل برای بازبینی بصری حفاظ نصب شده و بررسی موقعیت چراغ‌های هشدار دهنده و سایر کنترل‌های مهندسی داشته باشد. آن‌ها همچنین ممکن است در مورد عملکرد تجهیزات با مهندس نصب صحبت کنند.

۷-۵-۳. اندازه‌گیری‌های تضعیف/ انتقال پرتو

هنگامی که یک اتاق جدید در یک ساختمان ایجاد می‌شود، ممکن است سوابق کافی از نحوه ساخت دیوار وجود نداشته باشد تا امکان برآورد انتقال پرتو را فراهم کند. سپس ممکن است یک اندازه‌گیری انتقال پرتو برای تعیین میزان حفاظ مناسب مورد نیاز باشد. ممکن است عیوب

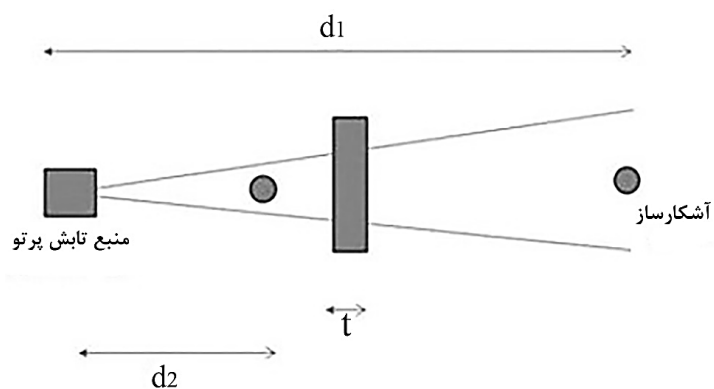
1. Last Person Out

ناشی از ساخت و ساز ضعیف یا شکاف‌های سینک، زهکشی یا تهویه هوا وجود داشته باشد که در نقشه‌ها ذکر نشده باشد. همچنین انجام اندازه‌گیری‌های انتقال پرتو بر روی ساختمان‌های جدید قبل از استفاده برای اطمینان از وجود حفاظ کافی در صورتی که در طول ساخت قابل تأیید نباشد، معمول است. اندازه‌گیری انتقال پرتو ایکس از طریق یک مانع را می‌توان با استفاده از دستگاه‌های اندازه‌گیری مناسب انجام داد.

برای یک اتاق پرتوهای ایکس تشخیصی، کرمای هوا^۱ ناشی از تیوب پرتو ایکس را می‌توان در فاصله نزدیک به منبع (d2) (شکل ۷-۷) با استفاده از یک اتاقک یونیزاسیون اندازه‌گیری کرد (شکل ۷-۸). اندازه‌گیری‌ها را می‌توان با استفاده از قانون مربع معکوس برای تخمین کرمای مورد انتظار در فاصله دورتر از منبع در d1 در غیاب حفاظ، برون‌یابی کرد. با به دست آوردن اندازه‌گیری بیشتر در d1 با استفاده از یک آشکارساز، می‌توان تعیین کرد که چقدر از تابش توسط حفاظ تضعیف شده است.



شکل ۷-۶. چراغ هشدار در ورودی محل شتاب‌دهنده خطی. این منطقه به عنوان یک منطقه کنترل شده طراحی شده است. هنگام پرتودهی، چراغ قرمز روشن می‌شود. در طول درمان، یک درب ثابت بسته می‌شود. اگر کسی وارد شود، ایترلاک پرتودهی را پایان می‌دهد.



شکل ۷-۷. تضعیف پرتو فوتونی از طریق محیطی با ضخامت t .



شکل ۷-۸. اندازه‌گیری میزان عبور پرتو از طریق دیوار با استفاده از یک اتاقک یونیزاسیون حجم بالا.

میزان پرتوگیری از طریق مانع ممکن است بسیار کم باشد، بنابراین ممکن است به یک اتاقک یونیزاسیون بزرگ با حساسیت بیشتر یا یک دستگاه حالت جامد یا دستگاه سنجش که به طور مخصوص طراحی و کالیبره شده، نیاز باشد. نسبت کرمای هوا در این نقطه ضریب تضعیف را می‌دهد - مستقل از مواد موجود در دیوارها. متخصص بالینی باید تشخیص دهد که گاهی اوقات ارزیابی دقیق ضخامت حفاظ و مصالح ساختمانی دشوار است، که می‌تواند باعث افزایش خطا در ارزیابی تضعیف مواد حفاظ شود.

برای رادیوگرافی معمولی، زمان پرتودهی بسیار کوتاه است و بنابراین شناسایی عیوب در ساخت و ساز می‌تواند دشوار باشد مگر اینکه اندازه‌گیری‌های متعددی برای شناسایی آن‌ها انجام شود. بررسی بصری دیوارها در طول ساخت و ساز اغلب بهترین راه برای شناسایی چنین نقص‌هایی است.

یک روش ارزیابی جایگزین استفاده از منبع رادیواکتیو قابل حمل است. این دستگاه در طول مانع همزمان با مانیتور آلودگی (شکل ۷-۹) در سمت دیگر برای شناسایی هرگونه ناهماهنگی در تضعیف مانع، عبور می‌کند. در حالت ایده‌آل، این کار باید با چشمه امریسم-۲۴۱ انجام شود، که طیف تشخیصی را دقیقاً تکرار می‌کند، با این حال خرید و صدور مجوز این چشمه می‌تواند ممنوع باشد. منبع تکنسیوم-۹۹ ناپایدار که در پشم پنبه جذب می‌شود تا خطرات آلودگی را کاهش دهد می‌تواند جایگزین کاربردی باشد، اگرچه به دلیل تفاوت در انرژی پرتوهای ایکس بین تکنسیوم و پرتو ایکس تشخیصی، با دقت کمتری ارزیابی را ارائه می‌دهد. معادل سرب دیوار را می‌توان بر اساس تضعیف شناخته شده چشمه‌ای که از طریق روش مشابه نشان داده شده در شکل ۷-۷ استفاده می‌شود، تخمین زد. برای چشمه تکنسیوم، این اندازه‌گیری باید در شرایط چشمه یونی با پرتو پهن انجام شود. این روش تخمین مناسبی را ارائه می‌دهد، اما به دلیل خطاهای موجود در فرایند اندازه‌گیری باید با احتیاط رفتار کرد.

۷-۵-۴. بررسی تجهیزات پس از نصب

پس از نصب تجهیزات، فرد نصاب (اغلب سازنده تجهیزات) طبق مقررات پرتوهای یون ساز HSE (۲۰۱۸) ملزم به انجام یک آزمون حیاتی است که در فصل رادیولوژی تشخیصی تمام ویژگی‌های ایمنی تجهیزات توضیح داده شده است. این عمل ممکن است توسط یک متخصص بالینی از طرف شرکت سازنده انجام شود. آن‌ها بررسی خواهند کرد که سوئیچ‌های

خاموش اضطراری همانطور که در نظر گرفته شده است کار می‌کنند، چراغ‌ها و سیستم‌های هشدار به درستی کار می‌کنند، و اینکه تجهیزات از منظر ایمنی پرتویی به طور ایمن نصب شده‌اند. آن‌ها تجهیزات پرتوهای ایکس را با استفاده از پروتکل‌های عملیاتی استاندارد راه‌اندازی می‌کنند و بررسی خواهند کرد که همه رویه‌ها و فرایندها قبل از اینکه کار بالینی شروع شود، به درستی کار می‌کنند. تجهیزات جدید نیز توسط دانشمندان و یا تکنسین‌های بالینی راه‌اندازی خواهد شد تا اطمینان حاصل شود که مطابق انتظار عمل می‌کنند. این اندازه‌گیری‌ها ممکن است توسط تیم ایمنی پرتویی یا دانشمندان در بخش بالینی که در آن تجهیزات استفاده می‌شود، انجام شود. اندازه‌گیری‌های پایه مانند دوز و کیفیت تصویر باید انجام شود تا اندازه‌گیری‌های مکرر در طول چرخه عمر تجهیزات مطابق با استانداردها، همانطور که در فصل ۴ توضیح داده شد، مقایسه شوند.



شکل ۷-۹. مانیتور آلودگی مجهز به آشکارساز سنتیلاسیون و سرعت سنج، که نرخ شمارش در واحد زمان (cps) را نشان می‌دهد.

اقدامات ایمنی بیمار نیز تحت مقررات (۲۰۱۷) IR(ME)R مورد نیاز است. به عنوان مثال، پروتکل‌های پرتودهی کلی باید برای استفاده از واحد گسترش یابند. این "نمودارهای پرتودهی" تنظیمات پرتودهی مورد استفاده برای معاینات فردی را فهرست می‌کند. نگرانی‌هایی در مورد افزایش کاربرد سی‌تی اسکن که منجر به دوزهای بالاتر در سطح جمعیت می‌شود وجود دارد (همانطور که در گزارش (2014) DHSE COMARE 16 توضیح داده شده است). اکنون تلاش‌هایی برای کاهش دوزهای فردی برای سی‌تی اسکن وجود دارد،

برای مثال به برنامه "Image Gently" مراجعه کنید (<https://www.imagegently.org/>). اگر کودکان اسکن شوند، نمودارهای مختلفی که پرتوگیری کودکان را فهرست می‌کند نیز باید در دسترس باشد. برای پرتوگیری‌های فردی، یک رادیوگرافر آموزش دیده و با تجربه لازم است تا با استفاده مناسب از سیستم‌های کنترل پرتوگیری خودکار، اندازه میدان و تنظیمات، پرتوگیری را بهینه کند. دانشمندان باید در تنظیم پروتکل‌های اسکن مشارکت داشته باشند و از نزدیک با متخصصان برنامه‌ها، رادیوگرافر و رادیولوژیست کار کنند. این امر در حصول اطمینان از بهینه‌سازی تجهیزات و ALARP^۱ بودن دوزهای بیماران اهمیت دارد. کل تیم باید با هم کار کنند تا اطمینان حاصل شود که تمام زمینه‌های مختلف تخصص آن‌ها به طور کامل مورد استفاده قرار می‌گیرد. دانشمند ارشد بالینی می‌تواند استفاده از تجهیزات را برای ایمن بودن استفاده بالینی پایان بدهد. دانشمند در چرخه عمر تجهیزات مشارکت خواهد داشت و همچنین ممکن است در مورد دفع تجهیزات مشاوره ارائه دهد.

۷-۵-۵. پایش محیط

مرحله بعدی، انجام پایش طولانی مدت محیطی است. این عمل معمولاً با استفاده از مانیتورهای خریداری شده از فروشندگان دوزیمتری شخصی انجام می‌شود. مهم است که پایش محیطی در مکانی انجام گیرد که پرتوگیری مشابه تابش پس‌زمینه محیط داشته باشد، بدون اینکه در معرض پرتوگیری مصنوعی قرار گیرد.

در جایی که مصالح ساختمانی خواص حفاظتی محدودی دارند، مقادیر بالا ممکن است به دست آید. بنابراین، انتخاب دقیق موقعیت کنترل مهم است. در طول زمان، اشغال نواحی مجاور ممکن است تغییر کند، بنابراین بازبینی منظم دوزها در آن بخش‌ها باید به عنوان بخشی از ارزیابی خطر انجام شود (بخش ۷-۶). همچنین مهم است که به طور دوره‌ای مجدداً پایش انجام شود تا اطمینان حاصل شود که تغییری رخ نداده است، مانند افزایش بار کاری. پایش معمولاً هر سه تا پنج سال یکبار باشد اما ممکن است این اندازه‌گیری‌ها زودتر انجام شود اگر تغییراتی در بار کاری یا ساختمان یا فرایندها ایجاد شده باشد.

۷-۵-۶. طراحی اتاق رادیولوژی تشخیصی

برای رادیولوژی تشخیصی، اتاق‌ها به مقداری حفاظ معمولاً حدود ۲ میلی‌متر سرب یا ۲۰

1. As low as reasonably practicable

سانتی‌متر بلوک بتنی نیاز دارند. شرح مفصلی از محاسبات را می‌توان در Sutton و همکاران (۲۰۱۲) یافت.

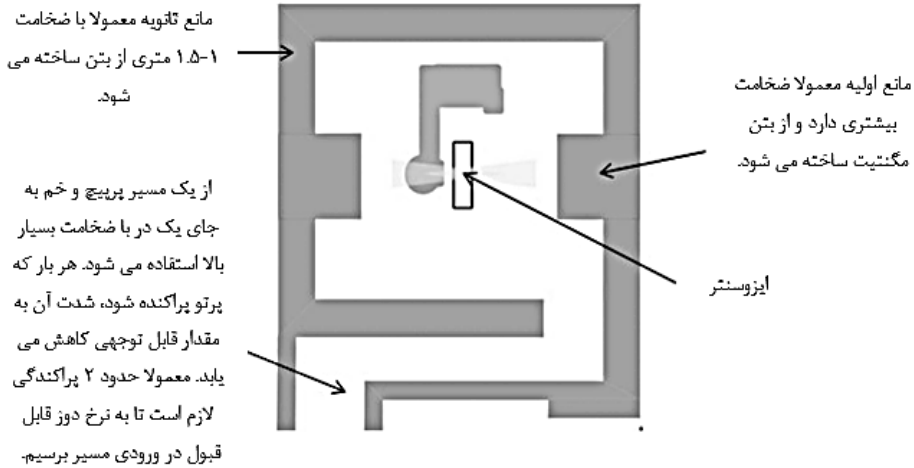
۷-۵-۷. طراحی اتاق پرتودرمانی

شتاب‌دهنده‌های خطی اگرچه انرژی بسیار بالاتری دارند، نسبتاً ثابت هستند، اما معمولاً دارای حرکت محدود دایره‌ای حول ایزوسنتر ثابت هستند. پرتودهی نسبتاً کوتاه ولی طولانی‌تر از رادیولوژی تشخیصی است. شتاب‌دهنده‌های خطی با هدف طراحی به شکل بانکرها^۱ نصب می‌شوند (شکل ۷-۵). بیماران و کارکنان باید بتوانند وارد بانکر شوند تا درمان انجام شود، اما ورودی بیمار (یا راهروی محافظ^۲) می‌تواند سخت‌ترین بخش طراحی به صورت ایمن برای نصب باشد. پرتوهای ایکس در برهمکنش با بیمار و سطوح، پراکنده می‌شود (IPEM 2017).

دیوارها، کف و سقف اطراف بخش درمان باید به گونه‌ای طراحی شوند که اطمینان حاصل شود پرتوهای پراکنده توسط دیوارها و سایر موانع به حدی جذب می‌شوند که پرتوهای خارج از اتاق در محدوده قابل قبول باقی بمانند. بانکرهای پرتودرمانی اغلب در ساختمان‌های یک طبقه نصب می‌شوند تا نیازی به حفاظ اضافی در زیر کف بانکر نباشد و مواد کمتری در سقف مورد نیاز باشد. خود اتاق به عنوان منطقه کنترل شده تحت تابش تعیین می‌شود (شکل ۷-۱۰).

اندازه پرتو فوتونی محدود است. بنابراین، موانعی که پرتو مستقیماً می‌تواند به آن‌ها برخورد کند، فقط باید از این پرتو واگرا عریض‌تر باشد که به عنوان موانع اولیه پرتو شناخته می‌شوند. این موانع می‌تواند شامل تا ۲٫۵ متر بتن در دیوارها برای کاهش نرخ دوز و دوزهای خارج از اتاق تا سطوح قابل قبولی باشد که در محدوده دوز مورد نیاز است. طراحی این بانکرها می‌تواند بسیار پیچیده باشد، اما همه دانشمندان بالینی شاغل در این بخش‌ها باید اصول اولیه را بدانند. توضیحات بیشتری از طراحی و مشکلات احتمالی در گزارش IPEM 75 (IPEM 2017)، گزارش NCRP 151 (NCRP 2005) و حفاظت پرتویی کاربردی ساتون (Sutton et al. 2012) یافت می‌شود.

1. Bunkers
2. Maze



شکل ۷-۱۰. چیدمان معمول یک شتابدهنده خطی

مطالعه‌ی موردی: محاسبات حفاظ مانع اولیه

یک شتاب‌دهنده خطی حول یک نقطه در فضا (که به عنوان ایزوسنتر شناخته می‌شود) می‌چرخد (شکل ۷-۱۰). دستگاه، پرتوهای ایکس با حداکثر نرخ دوز در این نقطه (D_0) تولید می‌کند. مقادیر معمول ممکن است در این نقطه ۶ گری در دقیقه یا با ماشین‌های مدرن به ۲۴٫۵ گری در دقیقه برسد.

در خارج از اتاق، ممکن است راهرو یا دفتر کار وجود داشته باشد. اگر نقطه بحرانی در یک دفتر کار باشد و در فاصله ۵۰۰۰ میلی‌متر از ایزوسنتر قرار گرفته باشد، محاسبه قانون ساده مربع معکوس نشان می‌دهد که نرخ دوز در این نقطه $D_0/(5 \times 5)$ یا ۱۴٫۴ گری در ساعت برای پرتویی ۶ گری در دقیقه در ایزوسنتر خواهد بود. حد مجاز دوز 1mSv برای عموم در ۰٫۲۵ ثانیه فراتر می‌رود، بنابراین مشخصاً مقداری مواد برای کاهش یا تضعیف پرتو مورد نیاز است. با فرض اینکه فضا یک دفتر کار است به بالاترین سطح حفاظ نیاز دارد زیرا محدودیت طراحی می‌تواند تا 0.3 mSv در سال باشد.

دانستن زمانی که پرتودهی روشن است یا نسبی از زمان که به یک مانع فردی اشاره می‌کند (در این مثال ۳۰٪ زمان فرض می‌شود - با ضریب جهت‌گیری ۰٫۳) و اشغال بخش‌های اطراف، دوز در نقطه بحرانی را می‌توان ۸۶۴۰ گری محاسبه کرد. ضریب تضعیف (AF)

مورد نیاز برابر است با دوز (D) تقسیم بر محدودیت دوز در نقطه بحرانی (DC) ضرب در ضریب جهت گیری است و در این مثال 2.8×10^6 می شود.

تبدیل این مقدار به ضخامت واقعی مصالح (به عنوان مثال بتن) نیاز به استفاده از قانون لمبرت دارد:

$$I = I_0 e^{-\mu t}$$

که در آن I_0 شدت اولیه، μ ضریب تضعیف و t ضخامت ماده است.

فاکتور انتقال به صورت زیر بدست می آید:

$$TF = I/I_0 = DC/D$$

به ضخامتی از ماده که شدت پرتو را نصف می کند، لایه نیمه جذب (HVL) گفته می شود.

برای محاسبات حفاظ، مفهوم لایه یک دهم جذب (TVL) اغلب مفیدتر است.

تعداد TVLها، n مورد نیاز را می توان با استفاده از موارد زیر محاسبه کرد:

$$n = -\log(1/TF)$$

در این مثال، ضخامت مورد نیاز، t ، را می توان به صورت زیر محاسبه کرد:

$$t = n \times TVL$$

در این مثال، این رابطه به $t = 6 \times TVL$ تبدیل می شود. یک TVL معین برای بتن، ۳۷۰

میلی متر برای پرتویی 10 MV است (IPEM 2017). بنابراین، ماده مورد نیاز برای دستیابی به

این تضعیف برای پرتویی 10MV، ۲،۳ متر بتن خواهد بود.

طراحان باتجربه حفاظ معمولاً این محاسبات را انجام می دهند و با معماران، کاربران و سایر متخصصان کار می کنند تا مطمئن شوند که طراحی ایمن است و هم از نظر بالینی و هم از نظر ارگونومی کار می کند.

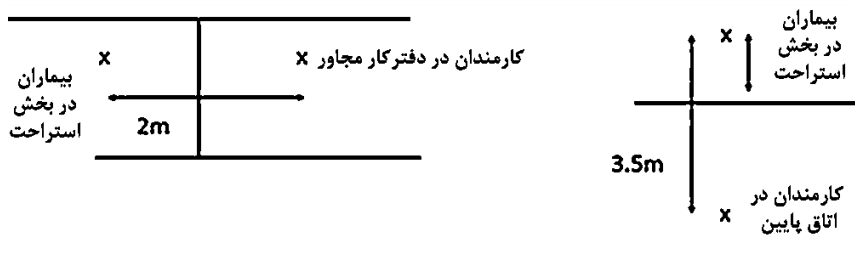
این مطالعه موردی همچنین نشان می دهد که حیاتی است که هیچ کس به جز بیمار در اتاق درمان در حالی که پرتو دهی روشن است حضور نداشته باشد، زیرا حد دوز می تواند در کمتر از یک ثانیه از حد مجاز بالاتر برود.

۷-۵-۸. طراحی اتاق پزشکی هسته ای

در پزشکی هسته ای منبع پرتو، خود بیماران هستند. بیماران پس از تزریق برای مدتی که توسط ایزوتوپ تعیین می شود رادیواکتیو باقی می مانند. به دلیل اینکه بیماران می توانند در اطراف حرکت کنند، طراحی حفاظ می تواند بسیار پیچیده باشد.

مطالعه موردی: طراحی اتاق پزشکی هسته‌ای

به عنوان مثال یک اتاق اسکنر PET را در نظر می‌گیریم. یک چشمه رادیواکتیو به بیمار تزریق می‌شود و بیمار تا یک ساعت در اتاق استراحت می‌کند. ابتدا باید نقاط بحرانی اتاق که نیاز به محاسبه دارند شناسایی شوند که ممکن است شامل نزدیکترین نقطه به چشمه ی پرتو (بیمار) یا منطقه‌ای باشد که کارکنان وقت خود را در آنجا سپری می‌کنند. مناطق بالا و پایین اتاق نیز ممکن است همانطور که توسط Peet و همکارانش (۲۰۱۲) توضیح داده شده است، لازم باشد در نظر گرفته شوند. به عنوان مثال، نقشه را در شکل ۷-۱۱ ببینید.



شکل ۷-۱۱. نقشه و بخش‌هایی در ساختمان که برای اسکن PET/CT استفاده می‌شود.

کارمندی را در دفتر کار مجاور اتاق درمان در نظر بگیرید. فاصله از بیمار ۲ متر است.

نرخ کرمای هوا $37 \mu\text{Gy/hr}$ در ۱ متر است.

بنابراین نرخ کرما در ۲ متر $9.25 \mu\text{Gy/hr}$ است.

میزان دوز در سال (با فرض ۲۰۰۰ ساعت کاری) 18.5 mSv محاسبه می‌شود که در مقایسه، حد مجاز 0.3 mSv است.

TF مورد نیاز انتقال $0.02 = 0.3/18.5$ است.

تعداد TVL ها برابر است با $\text{TVLs} = -\log_{10}(\text{TF})$.

تعداد ۱,۷۹ TVL، ۲۷۰ میلی‌متر بتن / ۳۰ میلی‌متر سرب مورد نیاز است.

همین محاسبه را می‌توان برای یک اتاق در طبقه پایین تکرار کرد.

این مطالعه موردی نشان می‌دهد که نصب PET به حفاظ بسیار بیشتری نسبت به یک اتاق پرتوهای ایکس تشخیصی استاندارد (معمولاً حدود ۲ میلی‌متر سرب) نیاز دارد، اما نسبت به یک شتاب‌دهنده خطی کمتر است. این موضوع به این دلیل است که انرژی منبع تابشی بسیار بالاتر است و بنابراین فوتون‌ها نفوذ بیشتری دارند.

۷-۵-۹. اندازه‌گیری نرخ دوز

برای اسکنرهای سی‌تی و شتاب‌دهنده‌های خطی، که زمان پرتودهی بسیار طولانی‌تری نسبت به پرتودهی چند میلی‌ثانیه‌ای پرتوهای ایکس تشخیصی دارند، نرخ دوز در خارج از اتاق ممکن است مستقیماً با استفاده از یک دوز سنج اندازه‌گیری شود (شکل ۷-۱۲).



شکل ۷-۱۲. بررسی یک اسکنر سی‌تی. اندازه‌گیری‌ها را می‌توان در هر شرایط آب و هوایی انجام داد. هنگامی که پرتو تابشی روشن است از تلفن‌های همراه و واکی تاکي برای برقراری ارتباط استفاده می‌شود. وجود شخص دومی برای کمک به ضبط و یادداشت قرائت‌ها مفید است.

دوزسنج ممکن است یک آشکارساز سنتیلاسیون، تیوب گایگر مولر جبران انرژی، یا یک آشکارساز نیمه هادی باشد. انتخاب منبع و آشکارساز می‌تواند به محیط، حساسیت و دقت

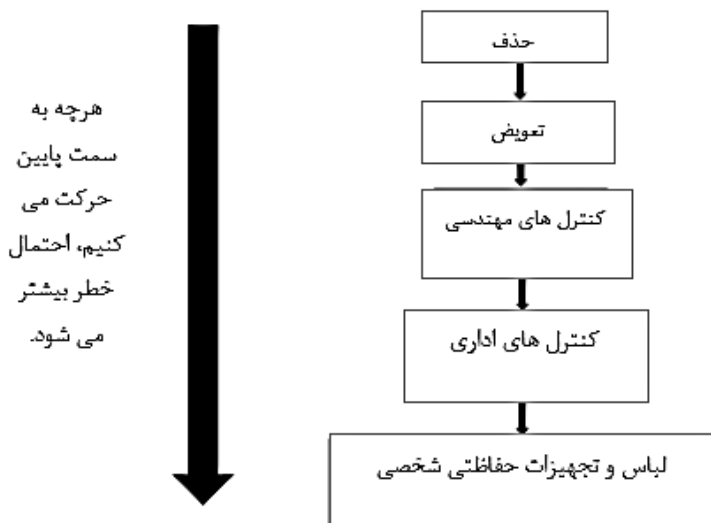
مورد نیاز از اندازه‌گیری بستگی داشته باشد، همانطور که توسط Knoll (۲۰۱۰) توضیح داده شده است. اندازه‌گیری‌ها در امتداد یک مانع در یک حرکت شطرنجی انجام می‌شود و به عنوان اندازه‌گیری نقطه‌ای برای نقاطی در امتداد مانع در ارتفاع کمر، سر و مچ پا ثبت می‌شود.

۶-۷. ارزیابی خطر ایمنی پرتویی

این مقررات مستلزم وجود یک مشاور حفاظت پرتویی است که در تمام ارزیابی‌های خطر پرتو حضور داشته باشد. کارهایی که با پرتو سروکار دارند باید قبل از انجام مورد ارزیابی خطر قرار گیرند و ارزیابی خطر به صورت دوره‌ای در طول کار انجام شود. اصول اساسی ارزیابی خطر در فصل ۱ توضیح داده شده است. یک ارزیابی خطر ایمنی پرتویی باید به طور ویژه افرادی را که در معرض پرتوها قرار می‌گیرند، میزان پرتوگیری، کنترل‌های مهندسی مانند حفاظ و احتمال وقوع حوادث را در نظر بگیرد. نتایج ارزیابی خطر، اجرای هرگونه اقدامات اضافی مورد نیاز برای عملکرد ایمن و قانونی تجهیزات را به اطلاع خواهد رساند تا پرتوگیری در حد اصل ALARP باقی بماند.

۶-۷-۱. "ارزیابی خطر ایمنی پرتویی" چه چیزی را باید در نظر بگیرد؟

انتظار می‌رود دانشمندان بالینی به عنوان بخشی از آموزش خود ارزیابی خطر را برای یک مرکز پرتو انجام دهند و به طور معمول در طول عمر کاری خود در ارزیابی‌ها شرکت کنند. مناطقی که باید به طور خاص در هنگام کار با پرتو در نظر گرفته شوند، در آیین نامه اجرایی تایید شده بهداشت و ایمنی (HSE 2018) به تفصیل آمده است. از آنجایی که برخی از اقدامات ایمنی احتمالاً مؤثرتر و کمتر مستعد خطای انسانی نسبت به سایرین هستند، «سلسله مراتب اقدامات ایمنی» پیشنهاد شده است همانطور که توسط اداره بهداشت و ایمنی (HSE, nd) توضیح داده شده است (شکل ۷-۱۳). در حالی که این اصول از نظر صنعت ساخت و ساز توصیف می‌شود، برای ایمنی پرتویی هم اعمال می‌شود. این موضوع می‌تواند برای در نظر گرفتن اینکه چه اقداماتی می‌تواند برای هر موقعیتی اعمال شود استفاده می‌شود. موثرترین کنترل، حذف فیزیکی خطر است. موثرترین کنترل بعدی، جایگزینی خطر با روش‌های ایمن‌تر یا استفاده از کنترل‌های مهندسی برای کنترل آن است. کنترل‌های اداری مانند سیستم‌های کار با کمترین اثربخشی استفاده از تجهیزات حفاظت شخصی (شکل ۷-۱۳) موثرترین کنترل بعدی هستند.



شکل ۷-۱۳. سلسله مراتب کنترل ها

در یک محیط بالینی، اغلب امکان حذف استفاده از پرتوهای یونیزان وجود ندارد زیرا استفاده از پرتو بخش مهمی از تشخیص و درمان دقیق بالینی را تشکیل می دهد. پزشکان تشویق می شوند تا بررسی کنند که آیا اسکن های درخواستی (معروف به ارجاع) واقعاً برای بیمار مفید است یا روند درمان آن ها را تغییر می دهد یا خیر.

یک استراتژی کلیدی برای کاهش پرتوگیری در سطح جمعیت، کاهش تعداد اسکن های غیرضروری به ویژه در کودکان است. همچنین گاهی اوقات می توان بدون آسیب رساندن به مراقبت از بیمار، روش های غیریونیزان مانند MRI یا فراصوت را جایگزین روش های یونیزان کرد.

برای یک دانشمند بالینی متخصص در کنترل های ایمنی پرتویی که باید به ترتیب اثربخشی اولویت بندی شوند:

۱. کنترل های مهندسی مانند حفاظ در اطراف اتاق و اینترلاک درها قرار می گیرد. کنترل های مهندسی بر سایر انواع حفاظت ترجیح داده می شود، زیرا کمتر مستعد خطای انسانی هستند و می توانند به گونه ای طراحی شوند که عملکرد ایمن در شرایط خرابی^۱ داشته باشند.

1. Fail Safe

۲. هدف کنترل‌های اداری اصلاح روش‌های کاری است. در زمینه ایمنی پرتو، شامل معرفی سیستم‌های کار (آموزش، قوانین محلی، دستورالعمل‌ها و روش‌های عملیاتی استاندارد [SOPs]) برای کاهش پرتوگیری تا سطوح قابل تحمل است. سیستم‌های کار اغلب توسط طراحی اتاق، علائم و دستگاه‌های هشدار دهنده (مانند علائم هشدار دهنده روی درها، چراغ‌های هشدار دهنده و نشانگرهای نوری صوتی) پشتیبانی می‌شوند. ممکن است لازم باشد مناطقی از اتاق را به‌عنوان کنترل شده یا تحت نظارت تعیین کنید و محدودیت‌های دسترسی را برای کنترل و محدود کردن خطر پرتوگیری در نظر بگیرید.

۳. تجهیزات حفاظت فردی^۱، مانند پوشیدن پیش‌بند سربی (و عینک و دستکش ایمنی در پزشکی هسته‌ای)، در مواردی که حفاظت با وسایل دیگر عملی نیست، باید در نظر گرفته شود. استفاده از PPE به فرهنگ ایمنی قوی نیاز دارد و همیشه به خوبی کنترل شده نیست.

یک ارزیابی خطر تکمیل شده باید اقدامات خاصی را که برای اطمینان از ALARP بودن دوزها مشخص کند. پایش دوز پرسنل از طریق دوزیمتری شخصی (بخش ۷-۸-۳) و بازیابی‌های منظم به اطمینان یافتن از اثربخشی اقدامات فوق برای شناسایی احتمال پرتوگیری ناخواسته یا دلایل عدم پیروی کارکنان از اقدامات ایمنی کمک می‌کند. ارزیابی‌های خطر باید به طور مرتب مورد بازیابی قرار گیرد.

از آنجایی که میزان خطرات مربوط به استفاده پزشکی از پرتوهای یونیزان به خوبی شناخته شده است، اغلب ممکن است تعدادی از مفروضات بر اساس رویکرد استاندارد اعمال شود. واحدهای پرتوهای ایکس ثابت و متحرک دارای اتاق‌های اختصاصی یا یک منطقه کنترل شده در اطراف آن‌ها هستند. سیستم‌های استاندارد کار را می‌توان در بخش‌ها انتظار داشت و الزامات PPE در تعدادی از دسته بندی‌های استاندارد قرار می‌گیرند. به عنوان بخشی از ارزیابی خطر، تمرین‌های استاندارد و ایمنی به‌ویژه برای متخصصان مراقبت‌های بهداشتی مانند رادیوگرافرها و رادیولوژیست‌ها، که در مدالیته‌های پرتوهای یونیزان تخصص دارند، وجود دارد. اغلب دانشمندان بالینی از بدترین فرضیات مطلق در مورد بار کاری و متون استاندارد مشاوره گردش کار شروع می‌کنند (مارتین و ساتون ۲۰۱۵؛ ساتون و همکاران ۲۰۱۲). اگر میزان

پرتوگیری قابل قبول باشد (معمولاً 0.3 mSv در سال تعریف می‌شود)، اقدامات بیشتری لازم نیست. با این حال، اگر غیرقابل قبول تشخیص داده شود، ممکن است فرضیات به سناریوهای واقع‌بینانه‌تر اصلاح شوند. برای مثال، زمان‌های دقیق‌تر پرتوگیری یا بارهای کاری می‌تواند برای عملکرد مورد انتظار بهتر استفاده شود. این محدودیت اغلب روی ۰.۳ mSv در سال تنظیم می‌شود، اما مقادیر دیگر ممکن است بسته به موقعیت مناسب‌تر باشند.

ارزیابی خطرات پرتو دقیق‌تر از رویکردهای عمومی توصیف شده در فصل ۱ است و جزئیات زیادی وجود دارد که باید به عنوان بخشی از ارزیابی خطر پرتو در نظر گرفته شود. بسیاری از مراکز الگوهایی را برای کمک به این امر توسعه می‌دهند. در هر صورت، ارزیابی خطر باید عناصر قابل اجرا فهرست شده در آیین نامه اجرایی مصوب در مورد مقررات ۸ (HSE 2018) را پوشش دهد. به دنبال الزامات ACOP، ارزیابی خطر باید این موارد را در نظر بگیرد: الزامات آموزشی. مسئولیت‌های مدیریتی؛ برنامه‌های نگهداری و آزمایش؛ ترتیب بازبینی‌ها؛ طرح‌های اضطراری و آزمایش منظم نشت چشمه‌های رادیواکتیو. در صورتی که یکی از کارکنان اعلام کند باردار یا شیرده است، باید توجه ویژه‌ای به شناسایی هرگونه تغییر پیش‌بینی شده در کار باشد. در بیشتر مواقع خطر پرتو باید ناچیز باشد و تغییرات پیش‌بینی نمی‌شوند. تنها استثنا در این مورد احتمالاً پزشکی هسته‌ای است که خطرات آلودگی و دوزها می‌تواند مهم‌تر باشد.

اگرچه درصد زیادی از ارزیابی خطر توسط یک متخصص بالینی، رادیوگرافهای محلی یا سایر کارکنان تدوین شده باشد، مسئولیت مدیریت خطر پرتو بر عهده تیم بالینی است، بنابراین اطمینان از مشارکت آن‌ها از ابتدا و ایجاد روابط کاری خوب با کارکنان ضروری است. این موضوع ممکن است نیاز به درک عملکرد بالینی استاندارد برای درک بهتر الزامات اسکن یا درمان داشته باشد. ایجاد تعادل بین اهداف ایمنی و بالینی گاهی اوقات می‌تواند چالش برانگیز باشد.

یک نقطه خوب برای شروع ارزیابی خطر ایمنی پرتویی، ترسیم طرح چیدمان اتاق، علامت‌گذاری هرگونه ویژگی ایمنی است. درمورد کاربردهای مورد نظر از فضا باید با کارکنان صحبت شود تا بفهمند دقیقاً چه کاری را و به چه هدفی می‌خواهند انجام دهند. ممکن است لازم باشد از کارکنان بخواهید که نمودارها را ترسیم کنند، یا تصور کنید که افراد معمولاً در حین عمل کجاها می‌ایستند و چه فعالیت‌هایی را انجام می‌دهند. هنگامی که یک طرح چیدمان و اقدامات ایمنی پیشنهاد شد، می‌تواند مفید باشد که در مورد آن با یک گروه

گسترده‌تر برای شناسایی مشکلات "قابل پیش‌بینی معقول" بحث شود. افراد مختلف دیدگاه‌های متفاوتی خواهند داشت، بنابراین هرچه تعداد افراد بیشتری در مرحله بررسی مشارکت داشته باشند، بهتر است. ارزیابی خطر کامل یک فرایند تکراری است و باید با در دسترس قرار گرفتن اطلاعات جدید تکرار یا بازنگری شود.

با فرض این که یک منطقه کنترل شده داریم (بخش ۷-۷)، مهم است که در نظر بگیرید چه کارکنانی می‌توانند وارد این منطقه شوند. اگر کارکنان خارجی، بازدیدکنندگان یا افراد زیر ۱۸ سال ممکن است وارد فضا شوند، مهم است که بدانید محدودیت‌های قانونی و الزامات ایمنی پرتویی برای این گروه‌ها با بیماران بزرگسال متفاوت است.

هنگامی که در بخش فعالیتی وجود دارد، دوز مؤثری که احتمالاً توسط کارکنان در شرایط معمول و شرایط تصادفی دریافت می‌شود، باید برآورد شود. این مقادیر باید با محدودیت‌های دوز مقایسه شوند که باید بسیار کمتر از حد مجاز دوز تعریف شده در (2017) IRR باشند. تخمین دوزها مستلزم چندین فرض براساس تجربه یا داده‌های مرجع است. روش خوبی است که همه مفروضات، از جمله منبع هر داده عددی را با جزئیات شرح دهید، تا بتوان برآوردها را بررسی کرد و در صورت لزوم، به عنوان بخشی از ارزیابی خطر آینده، تنظیم کرد. توصیه می‌شود بدترین سناریوهای واقع بینانه را در نظر بگیرید تا اطمینان حاصل شود که کارکنان در خطر بیش از مقدار ثبت‌شده، نیستند.

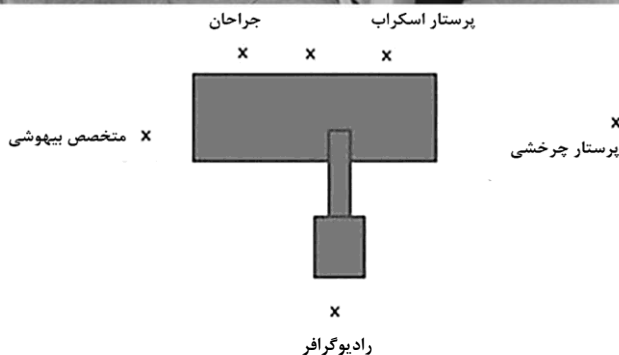
ارزیابی خطر، تجهیزات حفاظت فردی مورد نیاز یا پایش شخصی و سیستم‌های کار را در قوانین محلی تعیین می‌کند (بخش ۷-۸). سیستم‌های کاری به گونه‌ای طراحی می‌شوند که تا آنجایی که امکان پذیر باشد، پرتودهی را محدود کنند. سپس ارزیابی خطر به‌طور دوره‌ای بازبینی می‌شود تا اطمینان حاصل شود که معتبر باقی می‌ماند و دوزها تا حد ممکن پایین نگه داشته می‌شوند...

هنگامی که یک روش کار یا فعالیت جدید اجرا می‌شود، می‌تواند فرصت مهمی برای اشخاص درگیر باشد. با این حال، یک فعالیت کلیدی که دانشمندان ایمنی پرتو با آن درگیر هستند، ارزیابی خطر فعالیت است. هدف جلوگیری از آن فعالیت نیست، بلکه اطمینان از انجام آن به ایمن‌ترین شکل ممکن است.

مطالعه موردی: یک روش کار جدید پرتوهای ایکس

یک روش کار جدید پرتوهای ایکس برای استفاده در اتاق عمل ارائه شده است. برخی از کارکنان از جمله جراحان، پرستار اتاق عمل و متخصص بیهوشی باید حین پرتوگیری به بیمار نزدیک باشند. به سایر کارکنان توصیه می‌شود که در طول پرتوگیری اتاق را ترک کنند. پرستار در حال گردش باید در اتاق بماند، اما به او توصیه می‌شود در طول استفاده از پرتوهای ایکس تا حد امکان دور از بیمار بایستد (شکل ۷-۱۴).

ایستادن در فاصله ۲ متری از بیمار پرتوگیری پرستار را در مقایسه با جراحی که در فاصله ۰٫۵ متری از منبع پرتو (توب پرتو ایکس/ بیمار) ایستاده است، به یک‌شانزدهم کاهش می‌دهد. کارکنان باید برای آگاهی از این موضوع آموزش ببینند. همه کارکنان درون اتاق از پیش‌بند سربی استفاده می‌کنند که اندام‌های حساس به پرتو را محافظت می‌کند. رادیوگرافی که دستگاه و تابش پرتو را اداره می‌کند، تنها در مواقعی که لازم باشد بیمار را پرتودهی می‌کند تا اصل ALARP رعایت شود.



شکل ۷-۱۴. موقعیت کارکنان در اتاق عمل.

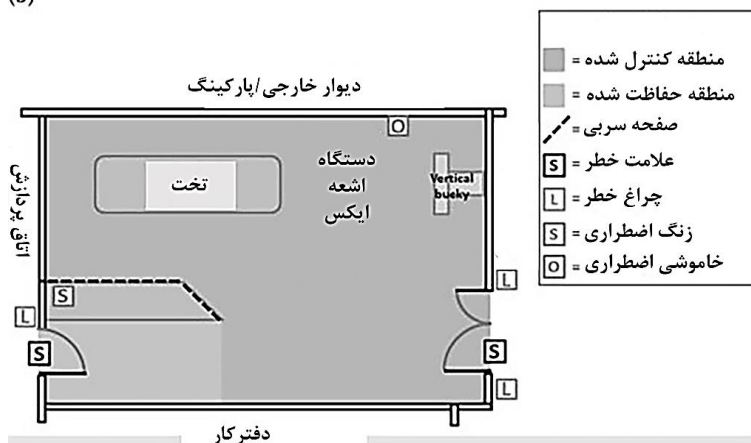
مطالعه موردی: سرویس پرتوهای ایکس در یک جراحی عمومی

به عنوان بخشی از دسترسی به مراقبت‌های پزشکی، یک جراح مایل است یک سرویس پرتوهای ایکس با رادیوگرافی ساده را "در خانه" اجرا کند. آن‌ها نمی‌دانند چند آزمون انجام خواهند داد اما می‌خواهند ۵ روز در هفته بین ساعت ۹ صبح تا ۵ بعدازظهر خدمات ارائه دهند. پزشک یک طرح اولیه برای اتاق پرتوهای ایکس خود از یک سازنده تجهیزات پرتو ایکس، با تجهیزاتی که در شکل ۷-۱۵ نشان داده شده است، به دست آورده است.

(a)



(b)



شکل ۷-۱۵. چیدمان اتاق پرتوهای ایکس: (الف) تصویر اتاق، (ب) نمای نقشه

این اتاق در یک ساختمان یک طبقه با بلوک‌های بتنی قرار دارد. در طبقه همکف است و در زیر آن طبقه‌ای نیست و پنجره‌ای دارد که به سمت پارکینگ باز می‌شود. بخش‌های مجاور اتاق شامل پارکینگ، قسمت پردازش تصویر، بخش انتظار و دفتر کار است. درهای اتاق به بخش انتظار باز می‌شود. هیچ اطلاعاتی در مورد ضخامت یا تراکم بلوک‌های بتنی وجود ندارد.

اگر به سادگی یک سیستم پرتوهای ایکس را در اتاق قرار دهیم، ارزیابی خطر نشان می‌دهد که خطر غیرقابل قبول بالایی برای کارکنان و مردم وجود دارد. در بحث‌های اولیه مشخص شد که تیم پزشکی می‌خواهند بتوانند از قفسه سینه، ستون فقرات، شکم، لگن و اندام‌ها عکس‌برداری با پرتوهای ایکس بگیرند. دانشمند میزان دوزی را با پزشک عمومی توافق کرد که برای کارکنان و عموم در مناطق اطراف قابل قبول است. سپس محاسباتی را برای تعیین اینکه آیا به محافظ بیشتری برای بهبود تضعیف پرتوهای ایکس توسط دیوارها و درها و برای غربالگری اپراتورها در دفتر کار مجاور نیاز دارد یا خیر، انجام داد.

برای این مثال، مجموعه دستورالعمل‌های ساده زیر صادر شد:

- قبل از پرتودهی، همه درها باید بسته شوند.
- اپراتور قبل از پرتودهی باید بررسی کند که فرد دیگری به جز بیمار در اتاق نباشد.
- اگر افراد به دلایلی نیاز به ماندن در اتاق دارند، باید از پیش‌بند سربی استفاده شود.
- افرادی که در ناحیه کنترل شده باقی می‌مانند به دوزیمتری شخصی نیاز دارند.

دانشمند کارکنان را در طول فرایند شناسایی خطرات بالقوه پرتو و اطمینان از سازگاری فرایندهای جدید با الزامات نظارتی پشتیبانی خواهد کرد. او پیشنهاداتی را برای اطمینان از ALARP بودن دوزها ارائه می‌دهد و در مورد خطاهای احتمالی فکر می‌کند تا اطمینان حاصل شود که همه افراد درگیر از هرگونه خطر آگاه هستند و اقدامات لازم برای کاهش احتمال و شدت اشتباهات انجام شده است. البته، همیشه مشکلات یا ترکیبی از رویدادها وجود دارد که نمی‌توان به‌صورت معقول پیش‌بینی کرد، اما ما تمام تلاش خود را می‌کنیم تا از حوادث تصادفی یا پرتوگیری بیش از حد جلوگیری کنیم.

۷-۶-۲. ارزیابی خطر رادون (Radon)

رادون گازی است که از واپاشی زنجیره اورانیوم رادیواکتیو در سنگ‌ها و خاک آزاد می‌شود. غلظت‌های بالای رادون منجر به افزایش خطر ابتلا به سرطان ریه می‌شود. بنابراین، ارزیابی خطر رادون برای همه مکان‌ها، نه فقط بیمارستان، مورد نیاز است. در بیشتر مناطق، کافی است بررسی کنید که ساختمان در منطقه با ریسک بالای رادون نباشد. با این حال، در برخی مناطق، ممکن است نیاز به بررسی بیشتر باشد. جزئیات بیشتر را می‌توان در وب سایت (www.ukradon.org) یافت.

۷-۷. مناطق کنترل شده

مناطق که ارزیابی خطر نشان می‌دهد که پرتوگیری، پتانسیل فراتر رفتن از آستانه‌های مجاز از حد مجاز دوز توصیه شده را دارد، به عنوان "مناطق کنترل شده" تعیین می‌شوند، جایی که پرتوگیری نیاز به پایش و کنترل دارد. هر ناحیه‌ای که از نرخ دوز $7.5 \mu\text{Sv/hr}$ فراتر رود، باید مورد بررسی قرار گیرد که آیا کنترل ناحیه مورد نیاز است یا خیر (HSE 2018).

مناطق کنترل شده از سایر مناطق (ترجیحاً توسط سازه‌های جامد مانند دیوارها، کف و سقف) جداسازی می‌شوند تا کنترل دسترسی آسان باشد. این مناطق نیز باید با علائم هشدار دهنده در هر ورودی مشخص شوند. الزامات به نوع تجهیزات مورد استفاده بستگی دارد. به عنوان مثال، برای تجهیزات پرتوهای ایکس پلنار، مرسوم است که فقط تا ارتفاع ۲٫۲ متر بالاتر از سطح کف محافظت شود، اما برای CT معمولاً لازم است تا سطح زیرین کف پوش شیلد شود تا پرتو نتواند از اتاق خارج شود و افراد در مناطق مجاور از سقف پرتودهی نشوند. مناطق با پرتودهی‌های بالا باید با موانع فیزیکی مشخص شوند.

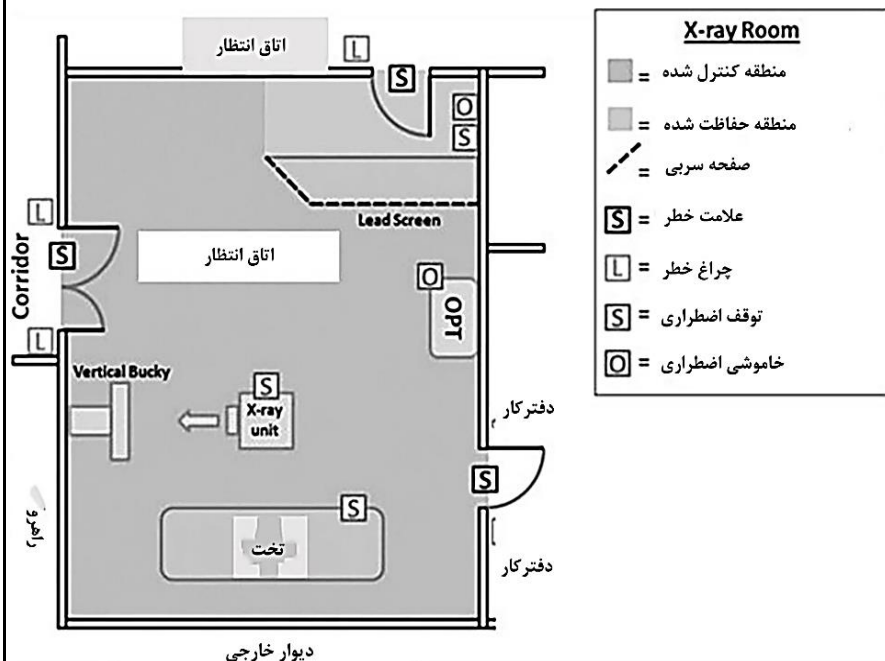
در بسیاری از زمینه‌های مراقبت بهداشتی، وضعیت ممکن است پیچیدگی بیشتری داشته باشد. به عنوان مثال، یک واحد پرتوهای ایکس سیار ممکن است برای تصویربرداری از یک بیمار به بخش برده شود در حالی که بیمار دیگر در تخت مجاور آن قرار دارد. در این مورد، دستورالعمل‌های پزشکی و دندانپزشکی (MDGN 2002) IPEM اطلاعات کافی برای تعیین یک فاصله ثابت به عنوان حد ناحیه ی کنترل شده ارائه می‌دهد. دسترسی باید توسط رادیوگرافر کنترل شود.

در موقعیت‌های پیچیده‌تر، محاسبات دوز، نرخ دوز و فواصل از منبع برای افراد بحرانی توسط

یک متخصص بالینی انجام می‌شود (بخش ۷-۶). در پزشکی هسته‌ای، ممکن است تزریق در بخش‌ها انجام شود تا بیمارانی که حرکت محدود دارند مجبور نباشند به بخش پزشکی هسته‌ای مراجعه کنند. نرخ دوز منبع در این مورد می‌تواند به این معنی باشد که یک ناحیه کنترل شده باید به طور موقت در اطراف سرنگ وجود داشته باشد. سرنگ معمولاً شیلد می‌شود و در یک محفظه حمل سربی قرار می‌گیرد تا حفاظت در طول حمل و نقل ایجاد شود. پس از تزریق به بیمار، اگرچه میزان دوز ساطع شده از آن‌ها ممکن است نسبتاً بالا باشد، نیازی به ایجاد یک منطقه کنترل شده در اطراف بیمار نیست، اگرچه دوزی که ممکن است از پرتوگیری از این بیماران حاصل شود در پروتکل‌های محلی در نظر گرفته می‌شود.

تمرین

ارزیابی خطر اتاق پرتوهای ایکس تشخیصی که در زیر ترسیم شده است، چندین مسئله را نشان می‌دهد که پرتوگیری احتمالی را برای کارکنان و مردم افزایش می‌دهد. قبل از اینکه به پاسخ نگاه کنید، چیدمان اتاق در شکل ۷-۱۶ را بررسی کنید و ببینید که چه تعداد مشکل را می‌توانید تشخیص دهید؟ آیا می‌توانید طرح چیدمان بهتری را پیشنهاد دهید؟



شکل ۷-۱۶. نقشه اتاق تشخیصی پرتوهای ایکس.

پاسخ:

از طریق اتاق پرتوهای ایکس می‌توان به دفتر کار دسترسی داشت. ممکن است دفتر گاهی شلوغ باشد و بنابراین باید برای جلوگیری از پرتوگیری کارکنان، دفتر شیلد شود. این یک چیدمان بسیار غیر معمول و نامطلوب است. اگرچه دفتر دارای یک چراغ و یک علامت برای نشان دادن زمان پرتودهی است، اما هیچ مانعی از ورود شخص به اتاق پرتوهای ایکس در هنگام عکسبرداری جلوگیری نمی‌کند. قوانین محلی باید برای قفل نگه داشتن درب دفتر (اگر دسترسی از جای دیگری وجود دارد) وجود داشته باشد یا قبل از شروع پرتودهی، خالی بودن دفتر را بررسی کنید.

نگهدارنده عمودی دکتور بسیار نزدیک به در است. در حالی که محدوده کوچکی برای باز و بسته شدن درب در نظر گرفته شده، اگر کسی از آن وارد شود، احتمال دارد که به پرتو نزدیک باشد. هرگونه تأثیر منفی بر محافظت در اتفاق خواهد افتاد که حفاظ کافی برای پرتو اولیه فراهم نخواهد کرد. کار زیادی برای این چیدمان نمی‌توان انجام داد، اما اطمینان از بسته بودن در (کمترین محدوده قابل استفاده) خطر را به حداقل می‌رساند.

در نقشه، ناحیه پشت بوکی استفاده نامعلومی دارد که باید به عنوان بخشی از فرایند نقشه کشی تعیین شود.

تمرین

یک فرد به چراغ هشدار در خارج از اتاق توجه نمی‌کند و در هنگام عکسبرداری از قفسه سینه وارد اتاق می‌شود. با فرض اینکه در حین پرتوگیری در فاصله ۱ متری از بیمار بوده باشد، اگر حداکثر پراکندگی در ۱ متر (S_{max})، $[(0.031 \times kV) + 2.5]$ microGy/Gycm² باشد (Sutton et al. 2012)، آن فرد چه دوزی دریافت می‌کند؟

پاسخ:

حداکثر دوز برابر است با $(0.031 \times 125) + 2.5$ $\mu\text{Gy/Gycm}^2$

سطح مرجع تشخیصی ملی برای آزمون قفسه سینه 0.15 Gycm^2 است

بنابراین، پراکندگی در ۱ متر $0.15 \times 6.4 \mu\text{Gy}$

یعنی $1 \mu\text{Gy}$ معادل چند ساعت تابش زمینه‌ای طبیعی در بریتانیا.

در فاصله ۰.۵ متری، دوز کمتر از ۴ μGy خواهد بود.

در حالی که دوز برای یک وقوع این چینی بسیار کم است، اما ALARP نیست. اگر دوز بالاتر بود، باید اینترلاک روی درها نصب شود تا از این اتفاق جلوگیری کند. جریان بالینی و آزادی حرکت در محیط مراقبت‌های بهداشتی مهم تلقی می‌شود، بنابراین این امر از طریق قوانین و پروتکل‌های کاری محلی مدیریت می‌شود.

۷-۸. قوانین محلی

هر منطقه‌ای که به عنوان منطقه کنترل شده یا تحت نظارت تعیین شده است، IRR (۲۰۱۷) مستلزم وجود قوانین محلی یا «سیستم‌های کار» است. اینها معمولاً به شکل دستورالعمل‌های مکتوب هستند که نحوه کار ایمن در منطقه کنترل شده/تحت نظارت را توضیح می‌دهند. همانند انجام ارزیابی‌های خطر پرتو، سطح مشارکت دانشمندان بالینی در تهیه پیش‌نویس و بررسی قوانین محلی بین تیم‌ها متفاوت است.

قوانین محلی باید خلاصه ساده‌شده‌ای از یافته‌های کلیدی از هرگونه ارزیابی خطر، توصیف مناطق و تعیین آن‌ها، سطوح دوز، و نام یک سرپرست محلی حفاظت پرتویی را ارائه دهد. قوانین محلی باید دستورالعمل‌های کاری مورد نیاز برای محدود کردن پرتوگیری و هرگونه طرح اضطراری را به وضوح توصیف کند (این موضوعات بعداً مورد بحث قرار خواهند گرفت). معمولاً مفید است که طرحی از منطقه کنترل شده و اتاق‌های اطراف رسم شود، به خصوص اگر مجموعه‌ای از قوانین چندین اتاق را پوشش دهد. اگر مناطق به عنوان مناطق کنترل شده فقط برای استفاده‌های خاص تعیین می‌شوند، قوانین محلی باید در مورد زمان و شرایط خاص آن مشخص باشد.

سرپرستان حفاظت پرتویی معمولاً اعضای ارشد کارکنانی هستند که از اختیارات و دانش کافی در مورد الزامات قانونی برای اطمینان از رعایت قوانین محلی برخوردارند. یک رابطه کاری خوب با سرپرستان حفاظت پرتویی بیمارستان برای اطمینان از اینکه مسائل به طور موثر شناسایی و بررسی می‌شوند، مهم است. انتصاب یک سرپرست حفاظت پرتویی توسط IRR (۲۰۱۷) برای اطمینان از رعایت قوانین محلی، گزارش و پیگیری مناسب هرگونه مشکل الزامی است.

ورود به یک منطقه کنترل شده به پرتوکاران طبقه بندی شده یا کارکنانی که تحت سیستم کار در قوانین محلی کار می کنند محدود می شود. پرتوکاران طبقه بندی شده بسیار آموزش دیده اند و معمولاً در مراقبت های بهداشتی نیز از همان سیستم های کاری پیروی می کنند. بنابراین، قوانین محلی باید مشخص کند که چه کسانی و تحت چه شرایطی می توانند وارد اتاق شوند. سطوح دوز در ناحیه کنترل شده باید به وضوح بیان شود تا اطمینان حاصل شود که دوز ALARP باقی می ماند. تعیین این موضوع می تواند بر اساس تخمین های دوز ارزیابی خطر یا از پایش های قبلی دزسنج های فیلمی شخصی باشد. قوانین محلی باید توضیح دهند که در صورت تجاوز از سطح دوز مورد انتظار چه باید کرد. قوانین محلی به طور مؤثری مختصر و مناسب برای آن منطقه خواهد بود و به جای وضعیت ایده آل، بر خطرات اصلی و دستورالعمل های کاری مورد نیاز در عمل تمرکز می کند.

۷-۸-۱. طبقه بندی پرتوکاران

بر اساس IRR (2017) (HSE, 2018)، کارفرمایان باید کارکنان را در مواردی که پیش بینی می شود مقادیر دوز زیر را دریافت کنند، طبقه بندی کنند:

- دوز موثر بیشتر از ۶ mSv در سال، یا
- دوز معادل بیشتر از ۱۵ mSv در سال برای عدسی چشم، یا
- دوز بیش از ۱۵۰ mSv در سال برای پوست یا اندام ها (ساعد، دست، پا یا مچ پا).

به عنوان مثال، این می تواند برای کارکنانی که در بخش رادیودارو پزشکی هسته ای کار می کنند، اعمال شود که انگشتان شان ممکن است در طول زمان دوز تجمعی بالایی دریافت کنند. متخصصان قلب و رادیولوژیست های مداخله ای همچنین می توانند دوزهای بالایی را برای چشم ها و/یا انگشتان خود دریافت کنند زیرا دوره های طولانی را نزدیک بیمار و تیوب پرتو ایکس به عنوان بخشی از کار معمول خود می گذرانند. اگر به طور منطقی قابل پیش بینی باشد که در یک موقعیت تصادفی (مثلاً در طی یک مواجهه تصادفی با براکی تراپی با دوز بالا) می توان به محدودیت های دوز سالانه دست یافت، همچنین پرسنل نیز باید طبقه بندی شوند.

اگر به یک پرتوکار طبقه بندی شده تبدیل شوید، باید:

- مطلع باشید که در طبقه بندی هستید. برای تأیید اینکه آیا برای کار با پرتوهای یونیزان مناسب هستید، یک بررسی بهداشت حرفه ای و معاینات پزشکی سالانه انجام دهید.

- دوز پرتویی خود را توسط یک سرویس دوزیمتری تایید شده^۱ (ADS) ارزیابی و مانیتور کنید. سوابق دوز سالانه به شاخص مرکزی اطلاعات دوز^۲ (CIDI) ارسال می‌شود.

۷-۸-۲. نظارت بر دوز شخصی

پرتوکاران از دوزیمترهای شخصی استفاده می‌کنند تا مشخص شود دوزی که دریافت می‌کنند در محدوده مجاز دوز قرار دارد و دوز دریافتی تا حد ممکن کم است (مارتین و همکاران ۲۰۱۸).

اکثر پرتوکاران برای تخمین دوز کل بدن (معادل دوز فردی) دوزیمترهای کل بدن^۳ را روی قفسه سینه یا کمر خود نصب می‌کنند. این دوزیمترها به عنوان دتکتورهای غیرفعال شناخته می‌شوند و ممکن است از TLD (مواد ترمولومینسانس) یا دوز سنج‌های نوری تحریکی ساخته شوند که توسط ساتون و همکارانش توضیح داده شده است (۲۰۱۲). فیلم بچ‌ها به صورت دوره‌ای بین ۲ هفته تا ۳ ماه تعویض می‌شوند. در مواردی که دانستن دوز آنی مهم است، برخی از دوز سنج‌های فعال که می‌توانند استفاده شوند و دستگاه‌های نیمه غیرفعال وجود دارند که امکان گزارش دوره‌ای دوز را از طریق بلوتوث فراهم می‌کنند. بررسی دوز در طول زمان می‌تواند بخش مهمی از کار یک دانشمند باشد. آن‌ها با جمع‌آوری نمودارها با داده‌هایی مانند شکل زیر (شکل ۷-۱۷)، به روندهای سال به سال نگاه می‌کنند و نتایج فردی را که ممکن است از یک آستانه دوز فراتر رود و توصیه‌هایی برای نظارت ارائه کنند را ثبت می‌کنند.

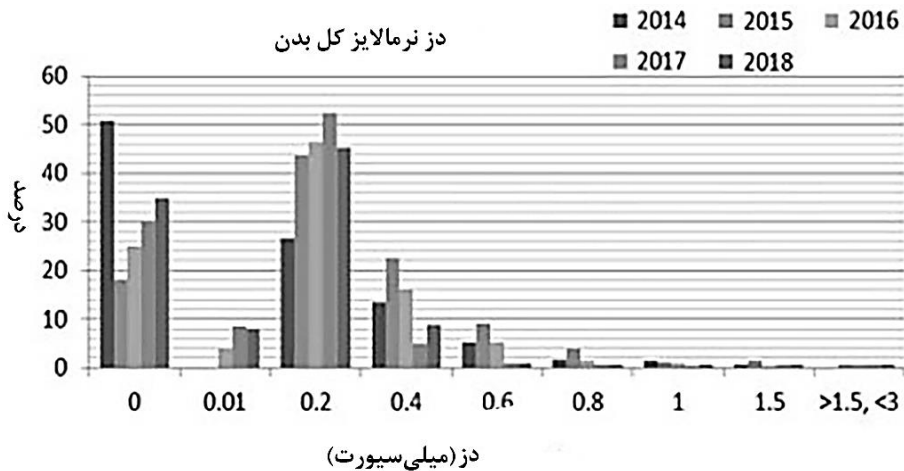
چنین بررسی‌هایی مستلزم آگاهی از کار انجام شده و همچنین ویژگی دوزیمترهای مورد استفاده است. اگرچه افراد نسبتاً کمی وجود دارند که دوزهای بالاتر برای آن‌ها ثبت می‌شود، مهم است که اطمینان حاصل شود که این افراد نسبت به همکارانی که همان کار را انجام می‌دهند، دوزهای بالاتری را ثبت نمی‌کنند، زیرا این نشان می‌دهد که بهترین روش دنبال نمی‌شود.

همچنین مهم است که از نحوه استفاده از دوزیمترها آگاه باشید. در حال حاضر در برخی از بیمارستان‌ها، دوزیمترها اغلب زیر پیش‌بند سربی قرار می‌گیرند. با این حال، در آینده حرکتی به سمت قرار گرفتن دوزیمتر در بالای پیش‌بند سربی وجود دارد که منجر به تغییر پله‌ای در دز

1. Approved Dosimetry Service
2. Central Index of Dose Information
3. Whole body

ثبت شده قبلی می شود. دلیل این تغییر این است که حد دوزی که بیشترین احتمال اختلاف را دارد چشم است.

با پایش اضافی روی چشم زمانی که دوز ثبت شده کل بدن به یک سطح معین برسد، با پایش خارج از پیش بند سربی، می توان دوز چشم را به دست آورد.



شکل ۷-۱۷. دوزهای کل بدن دریافت شده توسط تمام کارکنان بیمارستان در طول زمان.

۹-۷. ایمنی بیمار

از لحظه ای که یک بیمار برای یک آزمون پرتو ارجاع می شود، تحت IR(ME)R (۲۰۱۷) چندین فرایند محافظت از بیمار از پرتوگیری های غیر ضروری را تحت پوشش قرار می دهد. این رویه ها بخشی از یک خط مشی ایمنی پرتویی سازمانی خواهد بود که ساختارهای نظارتی، نقش ها و مسئولیت ها را تعریف می کند. برای درک واقعی اینکه چقدر این روش ها برای ایمنی بیمارانی کلیدی هستند، ترسیم مسیر بیمار و ارتباط دادن آن با رویه ها آموزنده است (شکل ۷-۱۸).

همچنین در پزشکی هسته ای دستورالعملی در مورد چگونگی به حداقل رساندن دوز برای دیگران وجود دارد. روش های تصویربرداری غیرپزشکی هرگونه پرتوگیری را که برای اهداف پزشکی نیستند، پوشش می دهد مانند عکس برداری با پرتوهای ایکس برای الزامات قانونی، پایش بهداشت حرفه ای یا تعیین سن یک فرد.

IRMER 2017-Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2017

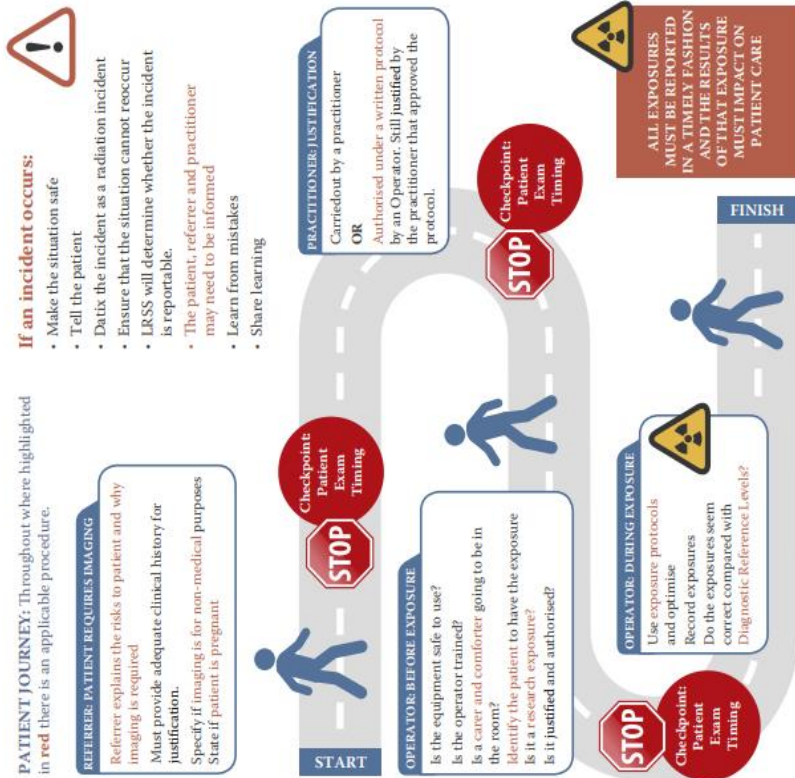
- IRMER details how we protect patients from the risks of radiation exposure.
- Procedures define how this is done.

MAKE YOURSELF AWARE OF THE CONTENTS AND LOCATION OF YOUR PROCEDURES

- Enforcement body: CQC
- Referrer:** is a registered health care professional who is entitled by UHL to refer individuals for exposure to a practitioner. Usually a medic or dentist (or nurse if adequately trained and individually authorised).
- Practitioner:** is a registered health care professional who is entitled by UHL to take responsibility for an individual exposure being undertaken.
- Operator:** means any person who is entitled, by UHL, to carry out practical aspects related to the exposure of the patient.
- Medical Physics Expert:** give advice on matters relating to radiation physics applied to exposure.

DO YOU KNOW WHICH ROLE YOU UNDERTAKE?

The IRMER procedure states who can act in which role.



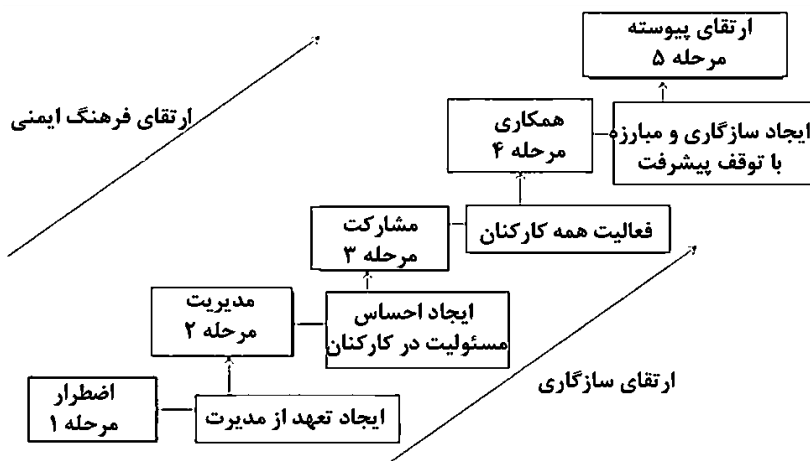
علاوه بر این، الزام است رویه‌هایی وجود داشته باشد که نظارت بر موارد زیر را پوشش دهد:

- اپراتورها، پزشکان، ارجاع دهندگان و کارشناسان فیزیک پزشکی چگونه تعیین می‌شوند.
- کنترل کیفی چگونه انجام می‌شود.
- چگونگی به حداقل رساندن احتمال و رخداد حوادث.

۷-۱۰. فرهنگ ایمنی در برابر پرتو

یکی از مهمترین ابزارهای ارتقای ایمنی پرتویی، فرهنگ قوی ایمنی در برابر پرتوها است. اگر یک فرهنگ ایمنی پرتویی قوی وجود داشته باشد، کارکنان به طور خودکار رویه‌های ایمنی را (حتی زمانی که کسی تماشا نمی‌کند) دنبال می‌کنند، زیرا این فرهنگ در روش کار آن‌ها تعبیه شده است. ایجاد روابط کاری قوی با کارکنان در حوزه‌های بالینی (از جمله سرپرستان حفاظت پرتویی) اولین گام مهم در توسعه قوی این فرهنگ است. مهارت‌های ارتباطی خوب و تأثیرگذار - گفتاری و نوشتاری، ضروری است. مهم‌تر از همه، دانشمندان بالینی که در حوزه ایمنی پرتویی کار می‌کنند، باید به‌عنوان الگوهای نمونه عمل کنند و اقدامات مفید را با همکاران به اشتراک بگذارند.

یک مدل فرهنگ ایمنی کامل که می‌تواند برای کمک به ایجاد یک فرهنگ ایمنی پرتویی قوی دنبال شود را می‌توانید ببینید (شکل ۷-۱۹).



شکل ۷-۱۹. الگوی کامل شده فرهنگ ایمنی.

فرهنگ ایمنی پرتویی ترکیبی از نگرش‌ها، اولویت‌ها، سیاست‌ها و عملکردها است. اولین مرحله از توسعه فرهنگ ایمنی، اخذ تعهد به ایمنی از مدیریت است. این امر معمولاً در ابتدا با توسعه، تصویب و اجرای یک سیاست ایمنی پرتویی در بیمارستان نشان داده می‌شود. دانشمندان ارشد بالینی معمولاً در این سیاست‌ها مشارکت خواهند داشت، اما از همه کارکنان انتظار می‌رود که اصول را مطالعه کرده و از آن پیروی کنند.

کارکنان باید در اطمینان یافتن از اینکه ایمنی پرتو به بخش جدایی ناپذیر از روال بالینی تبدیل شود، مشارکت داشته باشند. ممکن است لازم باشد که برای ارتقای محیط کار ایمن، آموزش و پشتیبانی بیشتری به کاربران ارائه شود، به خصوص اگر بازرسی‌ها توسط نهادهای خارجی متوجه عدم وجود فرهنگ ایمنی آن شوند. ایجاد یک فرهنگ ایمنی پرتویی قوی مستلزم مشارکت فعال و همکاری همه ذینفعان است. دانش ناکافی و عدم همکاری می‌تواند موانع مهمی باشد.

در بخش‌هایی که فرهنگ قوی ایمنی پرتویی وجود دارد، معمولاً نظارت کمتری مورد نیاز است، با این حال نباید اطمینان کامل داشت. دانشمندان بالینی ممکن است نیاز به انجام بازیابی‌های منظم داشته باشند تا اطمینان حاصل شود که استانداردهای بالا به طور مداوم توسط همه کارکنان حفظ می‌شود. از آنجایی که کمیت گذاری فرهنگ ایمنی پرتو ممکن است دشوار باشد، گاهی اوقات لازم است اطلاعات از منابع مختلف (دوزسنجی، بررسی‌ها یا مشاهدات، حوادث و بازیابی‌ها) برای ارزیابی فرهنگ و برجسته کردن هر مسئله‌ای ترکیب شود.

۷-۱۱. نظارت بر ایمنی پرتویی

سیستم‌هایی که برای پایش ایمنی پرتویی ایجاد شده‌اند شامل موارد زیر اما محدود به آن‌ها نیستند:

- نظارت‌های بخش به بخش مدیریت برای شناسایی شیوه‌های کاری که نیاز به بهبود دارند.
- بازیابی‌های منظم محلی از انطباق رویه‌ها با قوانین.
- پایش حوادث و اتفاقات قریب الوقوع گزارش شده در بخش، از جمله بازخورد به کارکنان برای به حداقل رساندن احتمال وقوع مجدد.
- جلسات منظم با کارکنان خط مقدم برای بحث در مورد مسائل ایمنی و حمایت از افراد در ایجاد تغییرات مثبت.

مهم است که ساختار مدیریتی مشخصی وجود داشته باشد و روش تشدید مسائل از طریق سرپرست حفاظت پرتویی یا سایر کارکنان به وضوح تعریف شده باشد. اگر کارکنان معتقدند که شیوه‌های کاری ناایمن در حال انجام است، باید این اختیار را داشته باشند که «خط را متوقف کنند» و این کار را بدون ترس از سرزنش انجام دهند. کارکنان در همه سطوح باید نسبت به کار ایمن در بخش خود احساس مسئولیت کنند. ایمنی پرتویی فقط در مورد رعایت قوانین مربوطه نیست، بلکه در مورد اطمینان از ایمنی کارکنان، بیماران و مردم است.

۷-۱۱-۱. بررسی‌های ایمنی پرتویی

بازبینی انطباق، روشی برای ارزیابی فرهنگ ایمنی و رعایت مقررات ارائه می‌دهد. بازبینی‌ها به دانشمندان درکی از نقاط قوت و ضعف در هر حوزه می‌دهد تا توصیه‌های آگاهانه‌ای برای بهبود ارائه دهند. انواع مختلفی از بازبینی‌ها وجود دارد که می‌تواند توسط یک متخصص بالینی انجام شود و همه آن‌ها مزایا و معایب خاص خود را دارند.

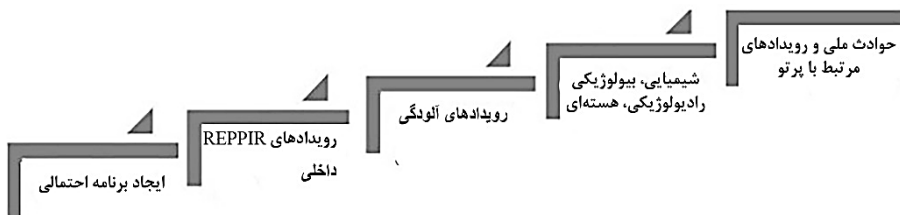
۷-۱۲. برنامه‌ریزی احتمالی^۱

مهم نیست که منطقه چقدر امن باشد و یا افراد چقدر آموزش دیده اند، هیچ سیستمی نمی‌تواند برای همیشه عاری از حادثه باشد. بنابراین، افراد باید بدانند که در صورت بروز مشکل چگونه واکنش نشان دهند. برخی از حوادث شناسایی شده توسط ارزیابی خطر کاملاً محتمل است اما پیامدهای جزئی دارند، در حالی که برخی دیگر ممکن است بسیار بعید باشند اما عواقب جدی داشته باشند. برنامه‌ریزی احتمالی به پرتوکاران نیاز دارد تا برنامه‌هایی تهیه کنند که دقیقاً توضیح دهد در صورت وقوع حادثه‌ای که نیازمند انحراف از کار عادی است، برای اطمینان از محدودیت عواقب آن حادثه، چه کاری انجام دهند.

برنامه‌های احتمالی باید تکرار شوند تا اگر مشکلی پیش بیاید، احتمال بیشتری وجود داشته باشد که اقدامات درست انجام شود. دانشمندان بالینی در NHS در تهیه این برنامه‌ها، تمرین آن‌ها و انجام تحقیقات در مورد حوادث، مشارکت دارند.

قوانین پرتویی مختلفی مربوط به برنامه‌ریزی احتمالی وجود دارد (شکل ۷-۲۰). مقررات آمادگی اضطراری پرتو بعید است برای بیمارستان‌ها اعمال شود.

1. Contingency plan



شکل ۷-۲۰. سطوح برنامه‌ریزی احتمالی

برنامه‌های احتمالی محلی، همانطور که طبق IRR (۲۰۱۷) مورد نیاز است، نیاز به مشارکت همه کارکنان محلی مربوطه دارد. سایر سطوح برنامه‌ریزی احتمالاً توسط کارکنان متخصص در ایمنی پرتویی انجام می‌شود.

۷-۱۲-۱. برنامه‌ریزی اضطراری محلی

پس از ارزیابی خطر، همانطور که توسط مقررات پرتوهای یونیزان (HSE 2018) لازم است، هرگونه حادثه احتمالی ناشی از پرتوها باید دارای برنامه‌های احتمالی مرتبط با آن باشد. این برنامه‌ها باید در قوانین محلی با جزئیات بیان شود. حوادث معمولی که نیاز به برنامه‌ریزی احتمالی دارند در یادداشتهای راهنمای پزشکی و دندانپزشکی (IPEM 2002) فهرست شده‌اند.

توسعه برنامه‌های احتمالی باید شامل افراد زیر باشد:

- نمایندگان مردمی که اقدامات موجود در برنامه را انجام خواهند داد.
- یک RPA^۱ یا یک دانشمند ایمنی پرتویی.
- مدیران بخشی که این برنامه در آن اعمال می‌شود؛
- سرپرست حفاظت پرتویی.

اگر حادثه‌ای رخ دهد و بر اساس برنامه احتمالی عمل شود، باید نتیجه و جزئیات مورد نیاز آیین نامه عمل تایید شده HSE (۲۰۱۸)، را ثبت و این اطلاعات را برای ۲ سال حفظ کرد. مهم است که بدانیم برنامه‌های احتمالی محدود به حوادث پرتویی هستند و فعالیت‌های منظم مانند آلودگی سطح پایین در پزشکی هسته‌ای را پوشش نمی‌دهند. بنابراین، باید یک تعریف مشخص از شرایطی که در آن برنامه باید اجرا شود، وجود داشته باشد.

1. Radiation Safety scientist

آئین نامه عمل تایید شده (HSE 2018) محتوی مورد نیاز برنامه احتمالی را ارائه می دهد. این برنامه باید شامل جزئیات کافی برای کسانی باشد که در آن بخش کار می کنند تا بفهمند دقیقاً چه چیزی از آن ها خواسته می شود. مسئولیت ها و ارتباطات باید به طور واضح و به روز بیان شود. برای برنامه دقیق، یک فلوچارت به عنوان یادداشت کمکی مفید است. آموزش باید به کارکنان مربوطه ارائه شود و عاقلانه است که فلوچارت یا جزئیات طرح را در مناطقی که ممکن است نیاز به اجرای برنامه احتمالی باشد، قرار دهیم. در نهایت، برنامه های احتمالی باید در زمان های مشخص تکرار شوند.

در کاربردهای رادیولوژی تشخیصی، برنامه های احتمالی به ندرت از استفاده از توقف اضطراری برای پایان دادن به پرتوگیری فراتر می روند. بنابراین، تمرین و تکرار زیادی معمولاً انجام نمی شود. موقعیت و استفاده از توقف اضطراری باید بخشی از آموزش کارکنان باشد و این دانش باید سالانه تایید شود.

در پزشکی هسته ای که نمونه های رادیواکتیو اغلب مورد استفاده قرار می گیرند، تمرین های دقیق تری مورد نیاز است. آموزش این امر معمولاً با استفاده از mock spillها صورت می گیرد. یک تمرین معمولی شامل موارد زیر است:

- قبل از انجام تمرین، تمام کارکنانی که در تمرین شرکت دارند باید امضا کنند که قوانین محلی را مطالعه کرده اند.
- یک فرد مسئول برنامه ریزی تمرین ها است. آن ها باید اهداف تمرین، جنبه های برنامه و اینکه چگونه آن را به بهترین شکل انجام دهند را تعیین کنند. این امر ممکن است شامل یک تمرین عملی، بررسی صحت اطلاعات ارتباطی، بررسی در دسترس بودن تجهیزات یا برگزاری یک بحث^۱ tabletop باشد.
- باید سرپرستی تعیین شود تا هرگونه پیشرفت برنامه و انحراف از آن را یادداشت کند. این شخص معمولاً برنامه ریزی را انجام می دهد.

۱- یک تمرین مبتنی بر بحث که در آن پرسنل دارای نقش ها و مسئولیت هایی در یک محیط کلاس درس یا در گروه های اولیه گرد هم می آیند تا با بحث درباره نقش هایشان در شرایط اضطراری و پاسخ هایشان به یک موقعیت اضطراری خاص، محتوای طرح را تأیید کنند.

- برای تمرینات عملی، فعالیت‌ها باید طوری برنامه‌ریزی شود که خطرات را به حداقل برساند. در صورت امکان، گزارش‌های همزمان، زمان‌بندی شده و پاسخ‌ها را ثبت کنید. در مواردی که این امکان وجود ندارد، فعالیت‌ها را در اسرع وقت پس از رویداد آن‌ها ثبت کنید.
- پس از اتمام، به کارکنان باید به عنوان بخشی از تمرین زمان داده شود تا گزارشات کتبی خود را از آنچه اتفاق افتاده به پایان برسانند.

در براکی‌ترایی، در صورتی که چشمه‌ای به محفظه خود بازگردانده نشود، نیز تمرینات مورد نیاز است. در رادیولوژی تشخیصی، توقف‌های اضطراری در صورت بی خطر بودن، باید به طور مرتب مورد آزمایش قرار گیرند. در برخی موارد به سختی خاموش می‌شوند که ممکن است به تجهیزات آسیب برساند.

۷-۱۲-۲. اقدامات ملی برای حوادث مربوط به مواد رادیواکتیو

دانشمندان ایمنی پرتویی ممکن است بخشی از برنامه‌های ملی برای حوادث مربوط به مواد رادیواکتیو (PHE، ۲۰۲۱) باشند. یک سیستم فراخوانی از طریق سویچ بردهای بیمارستانی وجود دارد و می‌توان دانشمندان را در هر زمان از شبانه روز که حادثه‌ای رخ داد، فراخواند. فراخوان‌ها می‌توانند جزئی باشند - برای مثال، شخصی قوطی را که علائم رادیواکتیو در بیرون آن دارد اما حاوی هیچ ماده رادیواکتیوی نیست را دور می‌اندازد. این امر ممکن است یک اندازه‌گیری ساده برای اتمام حادثه نیاز داشته باشد. اگر وجود مواد رادیواکتیو شناسایی شود، منابعی که برای مقابله با یک حادثه نیاز ست، می‌تواند مهم‌تر باشد. آموزش‌هایی توسط بهداشت عمومی بریتانیا برای حوادثی از این دست ارائه می‌شود و دانشمندان ممکن است چند بار در طول حرفه خود فراخوانی شوند. هر حادثه بزرگ معمولاً شامل فراخوانی یک تیم فیزیک سلامت از سازمان انرژی هسته‌ای است که منابع و ابزارهای موجود برای مقابله با حوادث در مقیاس بزرگ را در اختیار دارند. رویدادهای مهم در بیمارستان‌ها، مانند مسمومیت با پرتوها الکساندر لیتویننکو (Alexander Litvinenko)، اگرچه تحت طرح NAIR قرار نمی‌گیرد، منابع بیمارستانی را بسط می‌دهد که نیاز به حمایت ملی بهداشت عمومی بریتانیا دارد.

۷-۱۳. بررسی یک حادثه

در صورت بروز مشکل مانند پرتوگیری ناخواسته بیمار، کارکنان باید حادثه را گزارش کنند (CQC 2017)^۱. سپس یک بررسی برای درک علل انجام می‌شود و نتایج آن به اشتراک گذاشته می‌شود. تحت IR(ME)R (۲۰۱۷)، در صورتی که پرتوگیری دارای پتانسیل بالینی قابل توجه باشد، پزشک ارجاع دهنده و بیمار وظیفه دارند که آن را اطلاع بدهند. اگر حادثه جدی رخ بدهد، احتمال دارد اعضای ارشد تیم ایمنی نیز درگیر شوند.

هدف ایمنی پرتویی پرورش فرهنگ یادگیری، بهبود آزاد و مستمر است. باید این درک وجود داشته باشد که بیشتر تصادفات صرفاً ناشی از خطای انسانی نیستند، بلکه سیستم‌ها هم دچار خطا می‌شوند. بنابراین باید اطمینان حاصل شود که یک آنالیز ریشه‌ای کامل برای همه حوادث اعمال می‌شود.

آنالیز ریشه‌ای علت در مورد شناسایی «علل ریشه‌ای» یک حادثه است. مهارت‌های اساسی در آنالیز ریشه‌ای علت جزء کلیدی آموزش هر دانشمند بالینی است. یک آنالیز ریشه‌ای علت ساده با استفاده از روش "۵ چرا" آغاز شود، همانطور که در مثال زیر نشان داده شده است:

مطالعه موردی: پرتوگیری تصادفی یک بیمار

از یک دانشمند بالینی خواسته می‌شود تا دلایلی که منجر به پرتوگیری تصادفی بیش از حد بیمار می‌شود را بررسی کند. او با انجام آنالیز ریشه‌ای علت با استفاده از روش ۵ چرا، دلایل زیر (یا چراها) را فهرست می‌کند:

۱. چرا بیمار پرتوگیری بیش از حد داشت؟ قرار بود برای پرتودهی از کنترل پرتودهی خودکار (AEC) استفاده شود، اما پرتوهای ایکس روی اتاقک AEC اثر نکرد.
۲. چرا پرتوگیری مجاز بود؟ زیرا کلید لغو دستی در جای خود قرار داشت.
۳. چرا کلید لغو در جای خود قرار داشت؟ رادیوگرافر قبلی یک اسکن غیرمعمول داشت و فراموش کرد که پس از اسکن بیمار قبلی کلید را بردارد.
۴. چرا اولین رادیوگرافر فراموش کرد کلید را بردارد؟ او با یک بیمار سخت سر و کار داشت.

۵. چرا رادیوگرافر دوم متوجه نشد که کلید هنوز سر جای خود است؟ کلید کوچک

است و توسط دسته‌های بخش پرتوهای ایکس پوشانده شده بود.

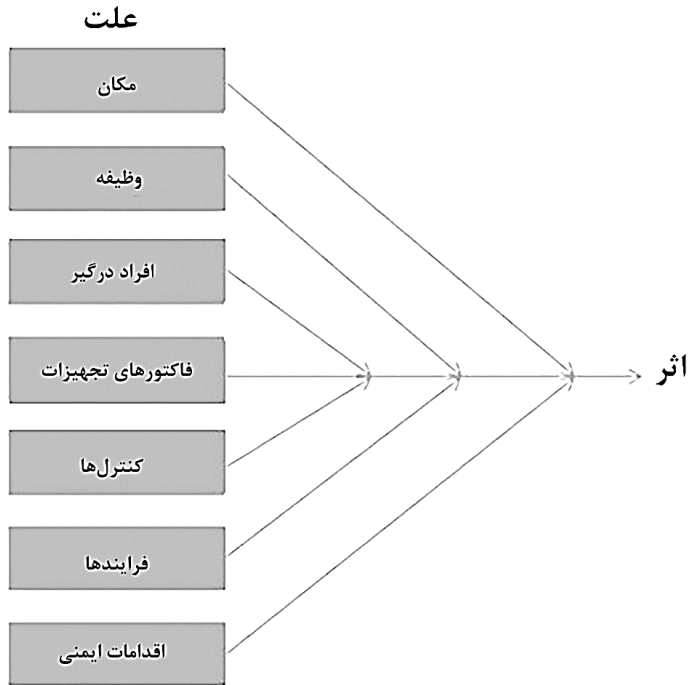
همیشه نمی‌توان به این پنج چرا پی برد. با این حال، روند زیر سوال بردن مداوم آنچه اتفاق افتاده است به شما فرصت می‌دهد تا در مورد راه‌حل‌ها فکر کنید. در مثال فوق، بررسی موارد زیر ممکن است مفید باشد:

- چقدر رایج است که رادیوگرافرها سیستم کنترل پرتوهای خودکار را لغو کنند؟
- آیا می‌توان تنظیمات تجهیزات را به گونه‌ای تغییر داد که تعداد بیشتری از پرتوهای غیرمعمول تحت پروتکل‌های استاندارد قرار گیرند؟
- آیا می‌توان با افزودن یک فوب بزرگتر، کلید لغو را بیشتر نمایان کرد؟
- آیا ممکن است پیامی روی صفحه نمایش داده شود تا به کاربران هشدار دهد که کلید لغو قبل از شروع پرتوهای فعال شده است؟

اگر خطای انسانی به عنوان تنها علت حادثه شناسایی شود و بررسی‌های بیشتری انجام نشود، احتمال اینکه مشکل دوباره رخ بدهد وجود دارد. رادیوگرافرها اغلب با بیماران دشوار سر و کار دارند، بنابراین سیستم‌هایی باید وجود داشته باشند که خطای انسانی را در نظر بگیرد و تا حد ممکن وقوع این نوع حوادث را غیرممکن کند.

روش دیگری به نام آنالیز عوامل انسانی نیز برای ایمنی پرتویی به کار گرفته شده است. این روش به جای اینکه از کارکنان بخواهد از قوانین تعیین شده پیروی کنند، بر طراحی سیستم‌هایی حول انسان‌های درگیر در یک فرایند تمرکز دارد. این تئوری گاهی در هنگام تدوین قوانین و رویه‌های محلی مفید است.

نمودارهای ایشیکاوا (یا استخوان ماهی) شکل دیگری از آنالیز علت و معلولی را نشان می‌دهد. آنالیز ایشیکاوا از شما می‌خواهد همه عواملی را که ممکن است در بروز یک حادثه نقش داشته باشد را در نظر بگیرید. عوامل موثر معمولاً به شکل یک استخوان ماهی نشان داده می‌شوند، اما اساساً هدف ایجاد یک نقشه‌ی ذهنی است که همه عوامل موثر را فهرست کند (شکل ۷-۲۱).



شکل ۷-۲۱. یک نمونه نمودار ایشیکاوا. هر علت ممکن است چندین عامل مؤثر داشته باشد.

پس از شناسایی عوامل مؤثر و اقدامات پیشگیرانه، مراحل زیر باید انجام شود:

- کلیه تغییرات فرایند باید ارزیابی خطر شود تا اطمینان حاصل شود که هیچ خطر جدیدی به سایر نقاط سیستم وارد نمی‌شود.
- یک برنامه عملیاتی هوشمند (مشخص، قابل اندازه‌گیری، اقدام محور، واقع بینانه و محدود به زمان) باید پیشنهاد شود. برنامه عملیاتی باید با اقداماتی که به افراد خاصی نسبت داده می‌شود، در اختیار منطقه قرار گیرد.
- برنامه‌های عملیاتی باید شامل برنامه‌ای برای پایش و اتمام (یا خاتمه) باشد.
- هرگونه مسائل مربوط به خاتمه یافتن باید در زنجیره مدیریت تشدید شود.

۷-۱۴. آینده ایمنی پرتویی

ایمنی پرتویی به اندازه فعالیت‌های انجام‌شده در بیمارستان متنوع است. همانطور که تکنیک‌ها و تجهیزات توسعه می‌یابند، الزامات ایمنی نیز باید توسعه یابد. پرتودرمانی مولکولی یک حوزه

در حال توسعه است که به اقدامات ایمنی پرتویی قابل توجهی نیاز دارد. دکتورها برای دوزیمتری‌های شخصی در حال توسعه هستند. بازخوانی پویا و هوش مصنوعی برای مشاهده نتایج اندازه‌گیری‌های دوزیمتری، حوزه‌های فعال تحقیق و توسعه هستند. روش‌های جدید آموزش کارکنان، که شامل رشته‌های دیگری مانند روان‌شناسی می‌شود، در حال توسعه هستند.

علاوه بر این، انتظار می‌رود که هرچه اقدامات بهداشتی و ایمنی بیشتر مبتنی بر شواهد می‌شوند، عوامل انسانی و آنالیز اثرات مد شکست تأثیر بیشتری خواهند داشت. فرهنگ پیرامون ایمنی پرتویی نیز همیشه در حال تغییر است، در سال‌های اخیر حرکتی از «فرهنگ سرزنشی» به «فرهنگ عاری از سرزنش» و دوباره به فقط «فرهنگ» صورت گرفته است. به طور مشابه، معرفی چک لیست‌ها به فرهنگ ایمنی در بیمارستان‌ها به پرتو معرفی شده است.

منابع

- BAD (2016) "Service Guidance and Standards for Phototherapy Units". Online Available from: [https://www.bad.org.uk/librarymedia/documents/Phototherapy%20Service%20Guidance%20and%20Standards %202018\(4\).pdf](https://www.bad.org.uk/librarymedia/documents/Phototherapy%20Service%20Guidance%20and%20Standards%202018(4).pdf) [accessed 30 October 2020].
- BEIS (2004) "The Justification of Practices Involving Ionising Radiation Regulations". Online Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/804958/Justification-of-practices-involving-ionising-radiation-regulations-2004.pdf [accessed 1 November 2020].
- BIR (2016) "Personal Protective Equipment for Diagnostic X-ray Use". Online Available from: <https://www.birpublications.org/doi/book/10.1259/book.9780905749846> [accessed 1 November 2020].
- BS EN 208 (1999) "Personal Eye-Protection. Eye-Protectors for Adjustment Work on Lasers and Laser Systems (Laser Adjustment Eye-Protectors)". BSI. Online Available from: <https://www.bsigroup.com/en-GB/standards/> [accessed 15 March 2021].
- BS EN 60825-8 (2006), "Safety of Laser Products – Part 8 Guidelines for the Safe Use of Lasers on Humans". BSI. Online Available from: <https://www.bsigroup.com/en-GB/standards/> [accessed 15 March 2021].
- BS EN 60601-2-22 (2013) "Medical Electrical Equipment – Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of Surgical, Cosmetic, Therapeutic and Diagnostic Laser Equipment". BSI. Online Available from: <https://www.bsigroup.com/en-GB/standards/>. [accessed 15 March 2021].
- BS EN 60825-1 (2014) "Safety of Laser Products – Part 1 Equipment Classification and Requirements". BSI. Online Available from: <https://www.bsigroup.com/en-GB/standards/> [accessed 15 March 2021].
- BS EN 207 (2017) "Personal Eye-Protection Equipment. Filters and Eye-Protectors against Laser Radiation (Laser Eye-Protectors)". BSI. Online Available from: <https://www.bsigroup.com/en-GB/standards/> [accessed 15 March 2021].
- Carriage of Dangerous Goods Act (2019) "SI 2009 No 1348". Online Available from: <https://>

- www.hse.gov.uk/cdg/regs.htm [accessed 1 November 2020].
- Control of Artificial Optical Radiation (AOR) at Work Regulations (2010) “SI 1140”. Online Available from: <https://www.legislation.gov.uk/ukxi/2010/1140/contents/made> [accessed 1 November 2020].
- CQC (2017) “Guidance on Investigation and Notification of Medical Exposures much greater than Intended, 16 January 2017”. Online Available from: <https://www.cqc.org.uk/guidance-providers/ionising-radiation/definition-significant-accidental-or-unintended-exposures>
- CQC (2020) “Care Quality Commission IR(ME)R Annual Report”. Online Available from: [https://www.cqc.org.uk/guidance-providers/ionising-radiation/ionising-radiation-medical-exposure-regulations-IR\(ME\)R](https://www.cqc.org.uk/guidance-providers/ionising-radiation/ionising-radiation-medical-exposure-regulations-IR(ME)R) [accessed 30 October 2020].
- CRUK (2020) “Data and Statistics”. Online Available from: <https://www.cancerresearchuk.org/health-professional/cancer-statistics/risk> [accessed 9th May 2021]
- DHSC (2014) Department of Health and Social Care (DHSC) Committee on Medical Aspects of Radiation in the Environment (COMARE) “16th Report. Patient Radiation Dose Issues Resulting from the Use of CT in the UK”. Online Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/343836/COMARE_16th_Report.pdf [accessed 1 November 2020].
- DHSC (2019) Guidance to the Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations. Department of Health and Social Care.
- EPR (2016) The Environmental Permitting (England and Wales) Regulations. SI 2010/67. The Stationery Office, London, England.
- Hamada N, Fujimichi Y, Iwasaki T, et al. (2014) “Emerging Issues in Radiogenic Cataracts and Cardiovascular Disease”. *J Radiat Res* 55(5): 831–846.
- Henderson R and Schulmeister K (2004) *Laser Safety*. CRC Press, Boca Raton.
- HSE (nd) Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/construction/lwit/assets/downloads/hierarchy-risk-controls.pdf> [accessed 23 March 2021].
- HSE (2015) The Health and Safety (Safety Signs and Signals) Regulations, L64, 3rd edition. Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/pubns/priced/l64.pdf> [accessed 30 October 2020].
- HSE (2018) “Work with Ionising Radiation. Ionising Radiation Regulations 2017. Approved Code of Practice and Guidance”. L121, 2nd edition. Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/pubns/priced/l121.pdf> [accessed 30 October 2020].
- HSE (2019) “Radiation (Emergency Preparedness and Public Information Regulations) (REPPIR)”. Online Available from: <https://www.hse.gov.uk/radiation/ionising/reppir.htm> [accessed 30 October 2020].
- IAEA (2014) Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. Series No. GSR Part 3. IAEA, Vienna.
- ICRP (2007) “Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”. *Ann ICRP* 37(2–4). Online Available from: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_37_2-4 [accessed 30 October 2020].
- ICRP (2012) “Publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context”, *Ann ICRP* 41 (1–2). Online Available from:

- https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_41_1-2 [accessed 30 October 2020].
- IPEM (2002) "The Medical and Dental Guidance Notes; A Good Practice Guide to Implement Ionising Radiation Protection Legislation in the Clinical Environment". IPEM, York, England.
- IPEM (2010) Phototherapy Physics: Principles, Sources, Dosimetry and Safety. IPEM Report 104. IPEM, York.
- IPEM (2017) Report 75 Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities, 2nd edition. IOP eBooks, London.
- IR(ME)R (2017) The Ionising Radiations (Medical Exposure) Regulations. SI 2000/1059. The Stationery Office, London, England. Online Available from: <https://www.legislation.gov.uk/uksi/2017/1075/contents/made> [accessed 30 October 2020].
- Knoll G (2010) Radiation Detection and Measurement, 4th edition. Wiley.
- Martin, CJ et al. (2018) IPEM report Guidance on the Personal Monitoring Requirements for Personnel Working in Healthcare. IOP eBooks, London.
- Martin CJ and Sutton DG (2015) Practical Radiation Protection in Healthcare, 2nd edition. Oxford University Press, Oxford, England.
- MHRA (2015) "Lasers, Intense Light Source Systems and LED's – Guidance for Safe Use in Medical, Surgical, Dental and Aesthetic Practices". Online Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/474136/Laser_guidance_Oct_2015.pdf [accessed 30 October 2020].
- Moseley H, Allan D, Amatiello H, et al. (2015) "Guidelines on the Measurement of Ultraviolet Radiation Levels in Ultraviolet Phototherapy: Report Issued by the British Association of Dermatologists and British Photodermatology Group 2015". Br J Dermatol 173: 333–350. Online Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/bjd.13937> [accessed 30 October 2020].
- NCRP (2005) Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. Report 151. NCRP, Bethesda, MD.
- Peet DJ et al. (2012) "Radiation Protection in Fixed PET/CT Facilities – Design and Operation". Br J Radiol 85: 643–646.
- PHE (2020) Public Health England (PHE) Administration of Radioactive Substances Advisory Committee (ARSAC) "Notes for Guidance on the Clinical Administration of Radiopharmaceuticals and Use of Sealed Radioactive Sources". Online Available from: https://assets.publishing.service.gov.uk/government/uploads/system/uploads/attachment_data/file/912979/ARSAC_NfG_Sept_2020_FINAL_DRAFT_280820.pdf [accessed 1 November 2020].
- PHE (2021) Public Health England "National arrangements for incidents involving radioactivity (NAIR)". Online Available from: <https://www.gov.uk/guidance/national-arrangements-for-incidents-involvingradioactivity-nair> [accessed 9th May 2021].
- Sutton DG, Martin CJ, Williams JR and Peet DJ (2012) Radiation Shielding for Diagnostic X-rays, 2nd edition. British Institute of Radiology (BIR), London, England.
- UNSCEAR (2020) "United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation Website". Online Available from: <http://www.unscear.org/> [accessed 30 October 2020].
- Wall BF, Haylock R, Jansen JTM, Hillier MC, Hart D and Shrimpton PC (2011) Radiation Risks from Medical X-ray Examinations as a Function of the Age and Sex of the Patient. Report HPA-CRCE-028. Health Protection Agency, Chilton, England.



Mashhad University of
Medical Sciences
Vice Chancellor for
Research and Technology

Practical Medical Physics

**Debbie Peet
Emma Chung**

Translated By:

Dr. Seyyed Mohammad Hashemi

maryam halfi

narges mamori

Mohammadreza Nazarian

Mahdieh Ebranhimi

Mohammad Rostami Feizabadi

Amirmasoud Asadi