

یادداشت علمی: دزیمتری بیمار در رادیولوژی تشخیصی

## مروری کلی بر دزیمتری بیمار در رادیولوژی تشخیصی در ایالات متحده آمریکا در پنجاه سال گذشته (۱)\*

ملیحه عبدالهی

دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ایران

### چکیده

این مقاله مروری است بر نقش فیزیک پزشکی در بکار بستن موضوعاتی که بطور مستقیم به دزیمتری بیمار در پرتونگاری، پرتوبینی، ماموگرافی و توموگرافی کامپیوتری مربوط می شود. در مبحث مربوط به دز ناشی از پرتونگاری و پرتوبینی تغییراتی که در طی ۵۰ تا ۶۰ سال گذشته روی داده است را بازنگری می کنیم. در طی این دوره زمانی پیشرفت در فن آوری نقش قابل ملاحظه ای در کاهش دز دریافتی بیماران و کارکنان و نیز بهبود کیفیت تصویر داشته است.

در پرتونگاری یک دوره گذار از انجام پرتونگاری با فیلم- صفحه و پردازش فیلم بصورت دستی به تصویر برداری الکترونیکی دیجیتال با استفاده از پرتونگاری دیجیتال<sup>۲</sup> و پرتونگاری کامپیوتری<sup>۳</sup> وجود داشته است. بطورمشابه، پرتوبینی نیز از شیوه مشاهده مستقیم صفحات تشدید کننده تصویر در اتاق های تاریک، به سمت استفاده از سیستمهای گیرنده تصویر صفحه تخت مدرن، با استفاده از تابش های پالسی و فیلتراسیون قابل تغییر خودکار و پردازش تصویر دیجیتالی پیشرفت کرده است.

ماموگرافی یکی از روش های تصویر برداری است که با بهینه سازی در سطح بسیار بالا انجام می شود. زیرا یک روش غربالگری تکراری است که در آن پرتوگیری سالی یکبار انجام می شود. همچنین ماموگرافی تنها فرایند تصویر برداری در ایالات متحده است که در آن دز تابشی توسط دولت فدرال تعیین و تنظیم می شود. در نتیجه تعداد زیادی از متخصصین فیزیک پزشکی، دزیمتری وابسته به ماموگرافی با کمک فیلم- صفحه و ماموگرافی دیجیتال را آموخته اند. در این بازنگری تاریخچه مختصری از برآورد دز در ماموگرافی توسط متخصصین فیزیک پزشکی مورد بحث قرار گرفته است.

توموگرافی کامپیوتری<sup>۴</sup> در اوایل دهه ۱۹۷۰ در کاربرد های کلینیکی مورد استفاده قرار گرفت و درحال حاضر یکی از مهمترین روشهای بازنگری برای تصویر برداری تشخیصی می باشد. کمیت های دزیمتری و روش های اندازه گیری دز در توموگرافی کامپیوتری شرح داده می شوند و مقدار دز تابشی برای انواع مختلف اسکنر ها نیز ارائه می شوند. دز موثر و دز اعضا در بیماران بالغ ناشی از اولین اسکنر های تک مقطعی تا جدید ترین انواع که دارای دو تیوب اشعه ایکس می باشند و می توانند تا ۲۵۶ کانال آشکارساز را در کنار هم به کار گیرند، برآورد شده است. یک مرور کلی هم شامل دو مورد دز دریافتی کودکان بیماری که مورد معاینات توموگرافی کامپیوتری قرار می گیرند، روش ها و نتایج، و مطالعات انجام شده برای ارزیابی تابش جذب شده توسط جنین بیماران باردار انجام شده است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۱، پیاپی (۲۲)، بهار ۸۸: ۹۴-۸۵)

واژگان کلیدی: تابش، دزیمتری بیمار، پرتونگاری، پرتوبینی، ماموگرافی، توموگرافی کامپیوتری

### ۱- مقدمه

در نیم قرن اخیر تغییرات بسیاری در تصویر برداری پرتونگاری و پرتوبینی روی داده است که گواه آن گذار از تصویر برداری آنالوگ به دیجیتال می باشد. ماموگرافی از شیوه استفاده فیلم های صنعتی بدون صفحه به سیستم های دیجیتال تصویر برداری پیچیده مورد استفاده در زمان حاضر تکامل پیدا کرده است. توموگرافی کامپیوتری اولین بار در اوایل دهه ۱۹۷۰ میلادی برای

<sup>۱</sup> این یادداشت ترجمه ای بر مقاله ای که در مرجع به آن اشاره شده است. در این شماره به دلیل حجم بالای مطالب این مقاله به بررسی مباحث مربوط به دزیمتری رادیوگرافی و فلوروسکوپی می پردازیم و در شماره های بعد مروری بر دزیمتری بیمار در ماموگرافی و توموگرافی کامپیوتری خواهیم داشت.

<sup>۲</sup> Digital Radiography

<sup>۳</sup> Computed Radiography

<sup>۴</sup> Computed Tomography

کاربرد کلینیکی مورد استفاده قرار گرفت و تخمین زده می شود که نیمی از دز تابشی از مصارف پزشکی در ایالات متحده ناشی از این روش تصویر برداری است. در این بازنگری نقش متخصصین فیزیک پزشکی را در دزیمتری بیمار در پرتونگاری/پرتویی، ماموگرافی و توموگرافی کامپیوتری بررسی خواهیم کرد.

## ۲- پرتونگاری

بخشی از پیشرفت های فن آوری و استراتژی ها در تصویر برداری به روش پرتونگاری در طی ۶۰-۵۰ سال گذشته به گونه ای تکامل یافته است که هم کیفیت تصویر و هم دز تابشی بیمار را تحت تأثیر قرار داده است. متخصصین فیزیک پزشکی در ارتقاء، ارزیابی و بکارگیری این موارد بطور فعال شرکت داشته اند.

در دهه ۱۹۵۰ بیشترین تصویر برداری رادیوگرافیک با ژنراتور های اشعه ایکس تک فاز انجام می شد. در این ژنراتور ها در شکل موج ولتاژ (بالای) تیوب اشعه ایکس، دارای ریپل صد در صد بود. در نتیجه بخش عمده طیف اشعه شامل اشعه ایکس با انرژی کمتر و قدرت نفوذ پذیری کمتر بود که موجب افزایش دز تابشی بالاتری برای بیمار می شد. بیشترین صفحات تشدید کننده این عصر از تنگستات کلسیم<sup>۱</sup> ساخته می شدند که بازدهی کمی در تبدیل انرژی اشعه ایکس به جا مانده در صفحات به نور مرئی دارد.

به طور کلی این سیستم ها دارای سرعت فیلم- صفحه نسبی حدود ۱۰۰ و یا کمتر بودند. در این دوران، پردازش فیلم هم یک هنر و هم یک علم به حساب می آمد که شامل فروربردن و در آوردن دستی فیلم های اکسپوز شده توسط اشعه ایکس در تانک های بزرگ حاوی ترکیبات شیمیایی بودند که بطور دستی مخلوط می شدند. غلظت شیمیایی مواد می توانست خیلی متغییر باشد. پر کردن مجدد و باز یابی برای ماده ظهور و ثبوت انجام نمی شد تا بتواند ماده مصرف شده یا اکسید شده را جبران کند، همچنین دمای ماده ظهور و زمان ظهور برای فیلم های مختلف متغییر بود.

اولین پردازشگران خودکار فیلم تا قبل از سال ۱۹۵۷ معرفی شده بودند. این پردازشگران فیلم اولیه، از نظر اندازه بزرگ و از طرفی غیر قابل اعتماد بودند. این کاستی ها در اولین پردازشگر های فیلم، افزایش دز تابشی بیمار و همچنین تکرار مطالعات را به همراه داشتند و اطلاعات جمع آوری شده در مورد دز تابشی بیماران اغلب پراکنده بود.

خوشبختانه پیشرفت هایی در تکنولوژی در طی سال ها به کاهش قابل ملاحظه دز تابشی بیمار منجر شد. ژنراتور های اشعه ایکس تک فاز توسط تجهیزات سه فاز و سپس دستگاههایی با فرکانس بالا جایگزین شدند. بطور کلی دستگاههای با فرکانس بالا دارای کمترین ریپل برای ولتاژ های بالا هستند که این امر موجب تولید طیف اشعه ایکس با انرژی بالاتر در پیک های کیلو ولتاژ<sup>۲</sup> یکسان می گردد. همچنین این سیستم ها با کالیبراسیون های پیک کیلو ولتاژ پایدار و نیز زمان اکسپوزر کوتاه تر بیشتر قابل اطمینان هستند. این ویژگی ها موجب کاهش دز تابشی بیمار نیز شدند. همچنین تعدادی از مواد فیلتر کننده اشعه ایکس به منظور سخت کردن طیف اشعه ایکس بکار برده شدند. تعدادی از فیلتر های عناصر نادر خاکی مانند اریبوم و نئوبوم برای کاهش دز تابشی ورودی بیمار پیشنهاد شدند.

مطالعات بعدی نشان دادند که ضخامت مناسبی از آلومینیوم یا مس می توانست به همان اندازه در کاهش دز بیمار موثر باشد. علاوه بر این، اگر چه بواسطه فیلتراسیون اضافی اشعه ایکس، دز ورودی بدن بیمار می توانست بین ۴۰-۳۰ درصد کاهش یابد، دز موثر بیماران فقط در حدود ۱۵-۱۰ درصد کاهش می یافت. اگر چه بواسطه فیلتراسیون دز تابشی بیمار کاهش

<sup>۱</sup> CaWO<sub>4</sub>

<sup>۲</sup> Kilo Voltage pick

یادداشت علمی: دزیمتری بیمار در رادیولوژی تشخیصی

می یابد اما این کار کنتراست تصویر را کاهش و زمان اکسپوز بیمار را افزایش خواهد داد. انتخاب فیلتر مسی در اکثر دستگاه های مدرن اشعه ایکس امکان پذیر است.

در اواخر دهه ۱۹۷۰ و ۱۹۸۰، سیستم های فیلم- صفحه نادر خاکی مدرن مختلف و متعدد با بازده تبدیل بالاتری معرفی شدند. در مقایسه با سیستم های قدیمی با سرعت نسبی ۱۰۰، سیستم های فیلم- صفحه نادر خاکی سرعت نسبی برابر ۱۲۰۰-۴۰۰ داشتند. با ظهور سیستم های فیلم- صفحه نادر خاکی سریع، امکان کاهش دز بیمار بطور قابل ملاحظه ای به وجود آمد.

به دلیل وجود لکه کوانتومی<sup>۱</sup>، در کاربردهای کلینیکی واقعی (که به سبب نوسان های آماری در تعداد کوانتوم های جذب شده در واحد سطح از صفحه تشدید کننده ایجاد می شود)، کاهش دز تابشی بیماران به حدود ۷۵-۴۰ درصد محدود می شد. در طی سال ها دستگاه های ظهور و ثبوت فیلم از انواع مدرن و پیچیده معرفی شدند که به طور دقیق دمای ماده ظهور و زمان اثر بخشی مواد شیمیایی را تحت کنترل داشتند. امکان کار در نور طبیعی انجام اعمال کلینیکی با این تجهیزات را تسهیل می نمود. علاوه بر این، برنامه های کنترل کیفی<sup>۲</sup> نیز به منظور اطمینان از پایداری کیفیت تصویر و فراهم نمودن پیشرفت های بهینه برای فیلم ها، مورد استفاده قرار گرفتند. این نوآوری ها همچنین کاهش دز تابشی بیماران و نیز پایداری کیفیت تصویر را به دنبال داشتند.

به دنبال سیستم های فیلم- صفحه نادر خاکی، گیرنده های تصویر<sup>۳</sup> الکترونیکی مدرن معرفی شدند. پرتونگاری کامپیوتری از سفرهای شبیه سازی - نوری استفاده می کرد که توسط یک پرتوی لیزر در صفحه الکترونیکی یک دستگاه قرائت گر مخصوص خوانده می شدند. گیرنده های تصویر پرتونگاری کامپیوتری به طور نوعی دارای سرعت نسبی حدود ۲۰۰ هستند و این به این معنی است که دز تابشی حدود دو برابر دزی است که از طریق ترکیبات فیلم- صفحه با سرعت ۴۰۰ به بیمار می رسد.

گیرنده های تصویر پرتونگاری دیجیتال نیز معرفی شدند که از فسفر های سوزنی یدید سزیم متصل به آشکار سازهای نوری حالت جامد استفاده می کردند؛ این دستگاه ها نیاز به حمل کاست ها به یک دستگاه قرائت گر برای بدست آوردن تصویر را برطرف می کردند. در حالت کلی دستگاه های پرتونگاری دیجیتال سرعت نسبی بالاتری نسبت به ترکیبات فیلم- صفحه نادر خاکی داشتند. گیرنده های تصویر رادیوگرافی دیجیتال دز تابشی بیمار را بیش از پیش کاهش دادند. این در حالی است که دز های تابشی بیمار بوسیله کنترل اکسپوژر خودکار<sup>۴</sup> سیستم های دیجیتال تحت تأثیر قرار می گیرند. بیشتر کنترل کننده های اکسپوژر خودکار می توانند برای ایجاد گستره ای از سرعت ها بسته به سطح تابش، نسبت سیگنال به نویز<sup>۵</sup> قابل قبول برای سیستم را تنظیم نمایند. علاوه بر این باید بتوان بر میزان کنترل اکسپوژر خودکار نظارت دقیق داشت به این دلیل که این توانایی می تواند با گذشت زمان کم اثر گردد. برخی از پیشرفت های مطرح شده با گذر زمان به فراموشی سپرده شدند. این موارد شامل پرتونگاری قفسه سینه با میدان تابشی پیک کیلو ولتاژ ۳۵۰ و انواع دیگر گیرنده های تصویر مانند زیروگرافی<sup>۶</sup> است. اگرچه دز تابشی ورودی بیمار با میدان تابش تیوب اشعه ایکس که در پیک کیلو ولتاژ ۳۵۰ عمل می کند یک سوم دز برای پرتونگاری معمول قفسه سینه با پیک کیلوولتاژ ۱۲۰ بود، این تکنولوژی طرفداران زیادی نداشت.

<sup>1</sup> Quantum Mottle

<sup>2</sup> Quality Control

<sup>3</sup> Image Receptors

<sup>4</sup> Automated Exposure Control

<sup>5</sup> Signal to Noise Ratio

<sup>6</sup> Xerography

از ۱۹۷۰ تا ۱۹۸۰ زیروگرافی جایگزین دیگری را برای سیستم های فیلم- صفحه فراهم کرد. این سیستم ها از یک جوهر آبی استفاده می کردند که روی یک ورق پلاستیکی مات افشانده می شد تا بار القایی بوسیله تابش اشعه ایکس را انتقال دهد. سایر سیستم های یونوگرافی از جوهر مشکی بر روی ورقه های پلاستیکی شفاف برای نمایش تصویر استفاده می کردند. این سیستم ها افزایش لبه بسیار خوبی داشتند و تصویر خوبی از کلسیفیکاسیون و استخوان ها فراهم می کردند. در هر صورت عملکرد تجهیزات پردازش تصویر قابل پیشبینی نبود و پودر مزاحمی که از تونر پاشیده می شد و شرایط پرتونگاری نامناسب موجب تولید تصاویری نا مطلوب می گردید.

تعداد اندکی از پیشرفت های تکنولوژیک نیز شایستگی نام بردن را دارند. فیلتر های مخصوص انحنای جانبی ستون فقرات و فیلترهای ساق پا که میتوانستند دز های تابشی به ریه و سایر عضو های تحت تابش را کاهش دهند. علاوه بر فیلترهای مخصوص، پروجکشن برای معاینات اسکولیوسیز از قدام- خلف<sup>۱</sup> به خلف- قدام<sup>۲</sup> بطور قابل ملاحظه ای دز تابشی به تیروئید و پستان کودکان را در این مطالعات کاهش می داد. کاست های فیبر کربنی، تخت معاینه و مواد پرکننده گرید تضعیف تابش اولیه را در این وسایل کاهش می داد که در نتیجه منجر به کاهش دز دریافتی بیمار می شد.

وسایل کنترل اکسپوژر خودکار، کیفیت تصویر پایداری را فراهم می کردند و میزان تکرار تصویر برداری را کاهش می دادند. همچنین به منظور اطمینان از اینکه میزان اکسپوژر به تصویر دیجیتال بیشتر یا کمتر از اندازه مورد نظر نباشد، این وسایل به همراه گیرنده های تصویر الکترونیکی مورد استفاده قرار می گرفتند. گیرنده های تصویر دیجیتال و وسایل کنترل اکسپوژر خودکار، برای تصویر برداری با اشعه ایکس پرتابل یا متحرک در کنار بستر بیمار نیز قابل استفاده بودند.

شاید بتوان گفت که مهمترین سهم در کاهش دز تابشی، استفاده از برنامه های کنترل کیفیت برای اطمینان از عملکرد مناسب و صحیح تجهیزات پرتونگاری بود. در کنار این پیشرفت ها، بازرسی های متنوعی مانند ارزیابی ملی روند اشعه ایکس<sup>۳</sup> و سطوح مرجع تشخیصی<sup>۴</sup>، راهبردهایی را برای ارزیابی دز های تابشی متداول فراهم می کردند.

با استفاده از شبیه سازی های مونت کارلو این امکان وجود داشت که با استفاده از اندازه گیری دزهای تابشی جذب شده در سطح بدن بیماران بتوان دز ارگان های داخلی را تعیین کرد. بر مبنای محاسبات کامپیوتری مونت کارلو، جداول مرجعی بدست آمد که با استفاده از آنها براحتی می توانستند دز ارگان های داخلی را تعیین کنند. حاصل بازرسی های انجام شده سطوح دز قابل دسترس بود و فرایند های کنترل کیفیت، ارزیابی عملکرد تجهیزات تصویر برداری را ممکن ساختند. با این اطلاعات، متخصصین فیزیک پزشکی توانستند تجهیزات و امکانات خود را ارزیابی کنند و تعیین کنند که آیا برای کاهش بیشتر دز تابشی بیمار به اصلاحاتی نیاز می باشد یا خیر. با وجود اینکه مطالعات جمع آوری شده در طی ۲۵ سال اخیر در مطبوعات به چاپ رسیده اند، اطلاعات در مورد کاهش دز تابشی بیماران پیش از سال ۱۹۸۰ پراکنده هستند.

در مقاله ای که اخیراً به چاپ رسیده است برای تخمین تابش بیماران و کارکنان در معاینات پرتونگاری اولیه (۱۹۰۲-۱۸۹۹) تلاش هایی انجام شده است. در این مقاله دز تابشی ورودی پوست<sup>۵</sup> حدود ۶۸ میلی گری برای معاینات قفسه قفسه سینه و ۱۸۹ میلی گری برای معاینات شکم و حفره لگن تخمین زده شده است. این مقادیر را می توان با دز تابشی سطحی کنونی بیماران که برابر ۰/۱۳ میلی گری برای یک پرتونگاری قفسه سینه خلف-قدام و ۲/۷۳ میلی گری برای یک معاینه شکم قدام- خلف است، مقایسه کرد.

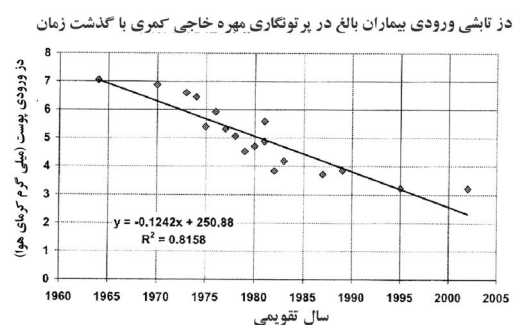
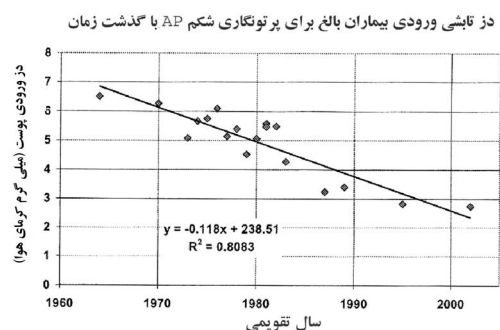
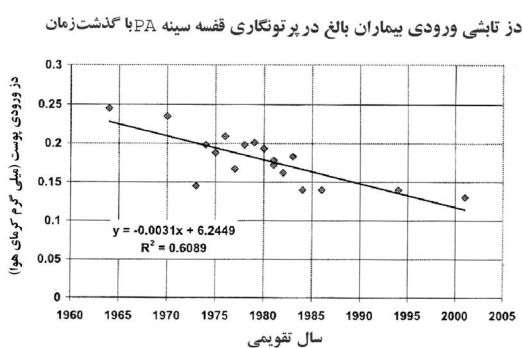
<sup>2</sup> Anterior- Posterior

<sup>3</sup> Posterior- Anterior

<sup>4</sup> National Evaluation of X-ray Trends (NEXT)

<sup>5</sup> Diagnostic Reference Levels (DRLs)

<sup>1</sup> Entrance Skin radiation Doses (ESDs)



نمودار (۱) متوسط دز تابشی ورودی پوست بیماران را نشان می دهد که این اطلاعات از معاینات مختلف پرتونگاری قفسه سینه خلف-قدام، شکم قدام-خلف و مهره خاجی کمری قدام-خلف در بازه زمانی ۲۰۰۴ - ۱۹۶۴ بدست آمده است. یک برازش رگرسیون خطی برای این اطلاعات نشان می دهد که متوسط دز تابشی ورودی پوست بیماران در این بازه زمانی حدود ۷۰-۵۰ درصد کاهش داشته است. این در حالی است که در این بررسی ها اطلاعات جمع آوری شده با استفاده از تجهیزات قدیمی و مدرن بدست آمده اند و این امر موفقیت‌هایی را که در زمینه کاهش دز حاصل شده است مخدوش می نماید. شکل (۱)، میانگین دز پوستی ورودی بیمار بدست آمده از ارزیابی ملی روند اشعه ایکس و سایر اطلاعات جمع آوری شده از سالهای ۱۹۶۴ تا ۲۰۰۴ نشان داده شده است. اطلاعات دز تابشی ورودی پوست در سه معاینه مختلف نشان داده شده اند: الف) یک پرتونگاری قفسه سینه خلف-قدام (ب) یک پرتونگاری شکم قدام-خلف (ج) یک پرتونگاری مهره خاجی کمری قدام-خلف. اطلاعات جمع آوری شده در این دوره زمانی ۴۰ ساله کاهش دز ۵۰ تا ۷۰ درصد برای میانگین دز تابشی ورودی پوست نشان می دهد.

علاوه بر این انتخاب شرایط پرتونگاری نامناسب (مانند انتخاب پیک کیلو ولتاژ و فیلتراسیون) می توانند بر میزان دز اندازه گیری شده تأثیر گذار باشند. همچنین به دلیل تفاوت در

اندازه بیماران، برخی از اطلاعات در گزارشات منتشر شده متفاوت هستند. با این وجود، باعث امیدواری است که بدانیم که دز های تابشی بیماران در پرتونگاری، در طی ۵۰ سال گذشته کاهش قابل ملاحظه ای داشته است و همزمان با آن کیفیت تصویر نیز بهبود یافته است.

### ۳- پرتوبینی

قبل از سال ۱۹۵۰، رادیولوژیست ها، تصاویری را که با سیستم های پرتوبینی بدست می آمد بطور مستقیم روی یک صفحه فسفرسانت<sup>۱</sup> در اتاق های تاریک مشاهده می کردند که این بدلیل شدت بسیار پایین نور گسیل شده از این صفحه ها بود. در سال ۱۹۵۰ برای اولین بار از تشدید کننده های تصویر به عنوان گیرنده های تصویر برای تجهیزات پرتوبینی استفاده شد.

<sup>1</sup> Phosphorescent Screen

اگرچه این پیشرفت باعث شد که بتوان پرتویینی را در شرایط نور معمولی اتاق نیز انجام داد، تجهیزات سنگین بودند، به این دلیل که از عدسی ها و آینه هایی برای مشاهده تصاویر از فوسفور خروجی استفاده می شد.

در طی چند سال (اواخر دهه ۱۹۵۰ تا اوایل ۱۹۶۰)، فوسفورهای خروجی تشدید کننده های تصویر به یک سیستم تلویزیونی متصل شدند. دوربین های تلویزیون اولیه، تیوب های خلاء شبیه لامپ تصویر اورتیکون، ویدیکون و پلمبیکون<sup>۱</sup> بودند. در دستگاه های پرتویینی اولیه، تابش اشعه ایکس بطور پیوسته گسیل می شد و پالسی نبود و برای جبران تغییرات در تضعیف اشعه ایکس که بسبب تغییر در ساختارهای آناتومیکی ایجاد می شد، تنظیم پیک ولتاژ و میلی آمپر ثانیه بطور دستی ضروری بود.

از کاستهای فیلم صفحه با سرعت متوسط (سرعت نسبی ۱۰۰) برای فیلمهای تک فریم<sup>۲</sup> استفاده می شد که مشاهدات معاینات را ثبت می کردند. بر خلاف پرتونگاری، حفاظت پرتویی برای رادیولوژیست ها و کارکنان در پرتویینی متفاوت انجام می شد. زیرا آنها در طول زمان معاینات درون اتاقی بودند که فرایند پرتویینی در آن انجام می شد. در حقیقت، تابش اشعه ایکس پراکنده که پرسنل را اکسپوز می کرد با میزان تابشی که به بیمار تحویل داده می شد متناسب بود. به خاطر محدودیت های تکنولوژی در آن زمان، بیشتر اوقات دز تابشی بیماران از دستگاه های پرتویینی به مراتب بزرگتر از دستگاههای مدرن امروزی بود.

اطلاعات جمع آوری شده در مورد دزهای تابشی پرتویینی در طی این بازه زمانی پراکنده است. تعدادی از نوآوری های تکنولوژیکی در طی ۵۰ سال گذشته در کاهش دز تابشی بیماران در معاینات پرتویینی سهمیم بوده اند. طراحی تقویت کننده های تصویر و بهره تبدیل آنها بطور قابل ملاحظه ای بهبود یافته است. اکنون برخی از تقویت کننده های تصویر مدرن با اندازه قطر حداکثر ۴۰ سانتی متر در دسترس هستند. تقویت کننده هایی با میدان دید<sup>۳</sup> بزرگ می توانند به طور همزمان بخش بزرگی از آناتومی بدن را مشاهده کنند و به دلیل افزایش بهره کوچک نمایی، بهره تبدیل بالایی دارند.

مدارات کنترل دز خودکار<sup>۴</sup> نوری که از فوسفور خروجی تشدید کننده های تصویر گسیل می شود (یا سیگنال حاصل از سیستم گیرنده تصویر دیجیتال) را پایش می کنند و ولتاژ، جریان، پهنای پالس و فیلتراسیون مولد اشعه ایکس را بگونه ای تنظیم می کنند که در عین حالی که دز تابشی بیمار کمینه است، تصویر نیز از کیفیت بهینه ای برخوردار باشد.

فیلترهای اشعه ایکس که به صورت خودکار یا دستی در پاسخ به تضعیف آناتومی بیمار تغییراتی را ایجاد می کنند نیز منجر به کاهش دز تابشی بیمار می شوند. عموماً، انتخاب میدان دید کوچکتر گیرنده های تصویر (حالات مختلف بزرگنمایی) به دلیل بهره کوچک نمایی کمتر، نور خروجی از تشدید کننده تصویر را کاهش می دهد. کاهش نور خروجی (یا سیگنال ناشی از سیستم دیجیتال) باعث می شود که مدارات کنترل دز خودکار، ژنراتور اشعه ایکس را به گونه ای تنظیم کنند که اشعه ایکس بیشتری به سمت گیرنده تصویر تابیده شود. خوشبختانه مدارات کنترل دز خودکار می توانند ولتاژ تیوب (پیک کیلو ولتاژ) را نیز به گونه ای تنظیم کنند که اشعه ایکس دارای نفوذ پذیری بیشتری باشد که تا حدودی افزایش در دز تابشی بیمار را که برای شرایط بزرگنمایی مورد نیاز است کاهش می دهد. گیرنده های تصویر صفحه تخت (که از فوسفورهای سوزنی یدید سزیم<sup>۵</sup> متصل به حسگرهای نوری حالت جامد ساخته شده اند)، جایگزین تشدید کننده های تصویر برای روش های آنژیوگرافی شده اند و دز تابشی بیماران را بیشتر کاهش دادند.

<sup>2</sup> Orthicon, Vidicon and Plumbicon

<sup>3</sup> Spot Films

<sup>4</sup> Field Of View

<sup>5</sup> Automatic Dose Control

<sup>1</sup> CsI

شاید به عنوان مهمترین نآوری در تجهیزات پرتویینی مدرن بتوان از پرتویینی پالسی نام برد که در آن تابش بصورت پالسی در یک آهنگ فریم قابل انتخاب از ۳۰-۳ پالس در ثانیه انجام می شود. هنگامی که آهنگ پالس به کمترین مقدار کاهش می یابد، دز تابشی به بیمار و تابش پراکنده در داخل اتاق پرتویینی نیز کاهش می یابد. در برخی سیستم های پرتویینی آهنگ دز سطحی (ورودی) با نسبت مستقیم با آهنگ پالس کاهش می یابد؛ در برخی سیستم های دیگر کاهش در آهنگ دز با ریشه دوم آهنگ پالس مرتبط می شود. یکی دیگر از مزیت های پرتویینی پالسی، کاهش در ناواضحی و یا محوشدگی حرکتی است.

یک ویژگی دیگر تجهیزات که به کاهش دز تابشی بیماران در طی پرتویینی کمک کرد، نگهدارنده آخرین فریم بود. به جای تابش پیوسته اشعه ایکس به بیمار در طی پرتویینی هنگامی که کلید اکسپوژر قطع می شود، حافظه در زنجیره تصویر برداری آخرین تصویر را حفظ می کند. در این وضعیت می توان بدون وارد کردن تابش اضافی، آناتومی و پاتولوژی بیمار را مورد مطالعه قرار داد. همچنین فروشندگان بسیاری امکان پرتویینی با سطوح دز قابل انتخاب برای اپراتور را فراهم کرده اند.

شرایط پایین برای تصویر برداری معمولی می تواند استفاده شود که در آن لکه لکه شدن رادیولوژیک مانع تشخیص های کلینیکی نمی شود. برای مطالعات کلینیکی دقیقتر از شدت دز نرمال یا بالا می توان استفاده نمود تا لکه لکه شدن کوانتومی را کاهش دهد. استفاده از الیاف کربنی برای تخت معاینه و مواد بینابینی گرید ها اجازه می هد تا تابش اولیه بیشتری به گیرنده های تصویر برسد، بنابراین مقدار کل تابش اشعه ایکس مورد استفاده در تصویر برداری کاهش یابد. علاوه براین، سیستم های پرتویینی دارای روزنه ی متغییری هستند که بین فسفر خروجی تقویت کننده تصویر و عدسی شیئی که نور را روی دوربین تلویزیون کانونی می کند واقع شده است.

یک روزنه کوچکتر دیگر نور رسیده به حسگر دریافت سیگنال تلویزیون را کنترل می کند (یک دریافت کننده دستگاه جفت کننده بار<sup>۱</sup> روی بسیاری از سیستم های مدرن تقویت کننده تصویر قرار دارد). در پاسخ به این تغییر در سطوح نور، سیستم کنترل روشنایی خودکار<sup>۲</sup> فاکتور هایی از قبیل پیک کیلو ولتاژ، میلی آمپر، فیلتراسیون و یا پهنای پالس را تغییر می دهد که این امر آهنگ دز تابشی بیمار را افزایش و در نتیجه لکه لکه شدن کوانتومی تصویر را کاهش می دهد. افزایش قطر این روزنه به نوبه خود آهنگ دز تابشی بیمار را کاهش و نویز تصویر را افزایش خواهد داد. انتخاب مناسب قطر روزنه برای سیستم های تقویت کننده تصویر یا آهنگ دز تابشی ورودی به گیرنده تصویر برای سیستم های دیجیتال، بر کیفیت تصویر و دز تابشی بیمار تأثیری گذارد.

برخی از سیستم ها یک روزنه متغییر یا کنترل بهره متغییر دارند که هنگامی که اشعه ایکس به میزان زیادی تضعیف می شود، سیستم با این شرایط خود را تطبیق می دهد. برخی سیستم های دیگر فریم های پرتویینی را با یکدیگر جمع می کنند تا بدون افزایش آهنگ دز تابشی، لکه لکه شدن تصویر را کاهش دهند که به این عمل، میانگین گیری موقتی می گویند. در هر صورت این روش منجر به پس افت و عقب افتادگی می شود که می تواند کیفیت تصویر برداری دینامیک سریع مانند تپش قلب، مطالعات بلعیدن و یا آنژیوگرافی تفاضلی دیجیتال<sup>۳</sup> را کاهش دهد.

ظهور تصویر برداری دیجیتال به آنژیوگرافی تفاضلی دیجیتال کمک شایانی کرده است. در گذشته از یک دستگاه تعویض کننده فیلم<sup>۴</sup> برای اکسپوز مجموعه ای از فیلم های ماسک قبل از تزریق ماده حاجب استفاده می شد که در آن یک مجموعه نگاتیو از تصاویر از اکسپوز فیلم های ماسک بدست می آمد سپس ماده حاجب تزریق می شد و یک مجموعه ثانوی از فیلم های

<sup>1</sup> Charge-Coupled Device (CCD)

<sup>2</sup> Automatic Brightness Control

<sup>1</sup> Digital Subtraction Angiography

<sup>2</sup> Puck film changer

تعویض کننده پوک گرفته می شد، سپس در یک اتاق تاریک فیلم از لحاظ فضایی جهت داده می شد و فیلم های تفاضلی<sup>۱</sup> تولید می شدند.

در سیستم های پرتوبینی مدرن، این فرایند بطورکامل به صورت الکترونیکی توسط جابجایی کامپیوتری پیکسل برای نشان دارکردن فضایی تصویر انجام می شود. فرایند آنژیوگرافی تفاضلی دیجیتال مدرن بسیار سریع است و کیفیت تصویر بهتری را به همراه دز تابشی کمتری به ازای هر تصویر فراهم می آورد. هر چند در معاینات آنژیوگرافی مدرن، از تصاویر آنژیوگرافی تفاضلی دیجیتال بیشتری در هر معاینه کلینیکی استفاده می شود.

(توضیح مترجم: همانگونه که می دانید در انجام عملیات آنژیوگرافی باید در هنگام اکسپوز بیمار تصاویری به فواصل یک ثانیه از بیمار گرفته شود که این کار توسط دستگاه تعویض کننده فیلم با نام تجاری پوک انجام می شود. در دستگاه پوک در طول آنژیوگرافی فیلمها به سرعت از ناحیه مورد نظر عبور کرده و در کاست دومی قرار می گیرند و تصاویر متعددی از ناحیه مورد نظر گرفته می شود. در آنژیوگرافی اشعه ایکس استاندارد، تصاویر رگها اغلب توسط استخوانها مبهم و تاریک می شود. به خصوص هنگامی که از رگهای درون جمجمه تصویر برداری شود. آنژیوگرافی تفاضلی برای بهبود کنتراست تصاویر رگها توسعه یافته است. در این تکنیک تصاویر به دست آمده قبل از تزریق ماده حاجب و پس از تزریق توسط کامپیوتر تفریق می شود. بنابراین ساختمان آناتومیکی که در دو تصویر یکسان است، را می توان حذف کرد و در نتیجه فقط تصویر رگها باقی می ماند. تصویری که قبل از تزریق ماده حاجب به دست می آید، تصویر ماسک نامیده می شود).

ویژگی های متعدد دیگری نیز در تجهیزات مدرن پرتوبینی وجود دارند که موجب کاهش دز می شوند و ارزش نام بردن را دارند. برخی از دستگاه ها، موقعیت یاب و کلیماتور خودکار دارند که در زمان تنظیم موقعیت بیمار نسبت به دستگاه صرفه جویی می شود. در اکثر اتاق های آنژیوگرافی فیلترهای شکل داده شده، کلیماتورهای چرخان و کلیماتورهای مردمکی هستند که از رسیدن تابش به ارگان هایی که مورد نظر معاینات نیستند جلوگیری به عمل می آورند.

یک راه کلیدی دیگر برای کاهش دز تابشی بیمار، محدود کردن زمان مورد مطالعه در پرتوبینی است. برای کمک به تحقق این هدف، تایمر های پرتوبینی ۵ دقیقه ای و جمع کننده پرتوبینی، پزشک را از مدت زمان پرتوبینی انجام شده مطلع می کنند. علاوه بر این دستگاه های اندازه گیرهای حاصلضرب سطح در دز<sup>۲</sup>، مقدار تابش را اندازه گیری و نمایش می دهند. این مقدار می تواند به عنوان یک معیار برای قضاوت در مورد دز بیمار و آثار زیستی آن مورد استفاده قرار گیرد، زیرا با استفاده از فاکتورهای تبدیلی می توان به کمک مقدار حاصلضرب سطح در دز موثر را محاسبه نمود.

کارکنان رادیولوژی که عملیات پرتوبینی را انجام می دهند توسط لباس های محافظ سربی (یا کامپوزیت) و حفاظ های متحرک که موجب تضعیف اشعه پراکنده در اتاق پرتوبینی می شوند، محافظت می شوند. انواع مختلف دزیمترهای ترمولومینسانس یا پایش گر های تابش حالت جامد بطور معمول و مداوم برای نظارت بر دز تابشی پرسنل کلینیکی که معاینات پرتوبینی را انجام می دهند مورد استفاده قرار می گیرند. در دیوارهای اتاق هایی که عملیات پرتوبینی در آنها انجام می شود از سرب (یا سایر مواد) به منظور تضعیف اشعه ایکس اولیه، نشتی و پراکنده استفاده می شود تا عموم مردم از تابش این پرتو ها محافظت شوند.

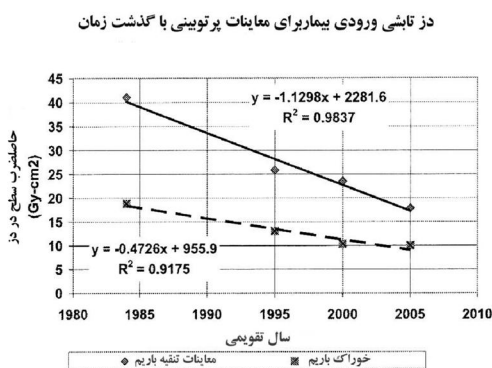
یکی از نگرانی های ویژه، تابش دهی به کودکان بیمار است که به آثار بیولوژیکی تابش بسیار حساس هستند. خطر ابتلا به سرطان در آنها چهار تا هشت برابر بیشتر از بالغین است. به دلیل اندازه فیزیکی کوچکتر و تضعیف بافتی کمتر در کودکان،

<sup>3</sup> Subtraction film

<sup>2</sup> Dose Area Product



آهنگ دز های تابشی پرتوبینی برای آنها بسیار کمتر از بالغین است. بسته به سن و اندازه بیمار، آهنگ دز های کودکان حدود ۲۵-۱۰ درصد مقدار مورد نظر برای بالغین است. این در حالی است که بسیاری از این کودکان به سختی بیمار هستند و با توجه به شرایط کلینیکی آنها ممکن است به فرایند های تابش دهی اشعه ایکس طولانی مدت و مکرر نیاز باشد. به دلایل مشابه با آنچه گفته شد، دز تابشی به جنین بیماران باردار نیز یک نگرانی عمده به شمار می آید. در هر دو مورد یاد شده باید تدابیری از قبیل آهنگ پالس های پرتوبینی پایین تر، برداشتن گرید آنتی اسکتر (برای بیماران کوچکتر)، شدت دز های پایین تر و محدودیت هایی در زمان کل انجام پرتوبینی اندیشیده شوند که نتیجه آن کاهش سطح دز تابشی بیمار خواهد بود. اگر چه مطالعات اولیه برای برآورد از تابش در عملیات پرتوبینی در مقالات و گزارشات پراکنده هستند، شکل (۲) متوسط مقدار حاصلضرب سطح در دز را برای مطالعات پرتوبینی خوراک باریم و تنقیه باریم (برحسب گری بر سانتی متر مربع) که توسط بورد ملی حفاظت پرتوی بریتانیا<sup>۱</sup> بر مبنای اطلاعاتی از بیمارستان های متعددی در این کشور بدست آمده است را نشان می دهد. در طی ۲۰ سال اخیر ۵۰ درصد کاهش در میزان متوسط حاصلضرب سطح در دز حاصل شده است. در طی ۵۰ سال گذشته، نوآوری های فن آوری متعدد منجر به کاهش بیشتر دز تابشی بیماران در طی عملیات پرتوبینی شده اند (بر مبنای دز در هر دقیقه تصویر برداری).



شکل (۲). میانگین حاصلضرب سطح در دز برای معاینات پرتوبینی بر حسب میلی گری سانتی متر مربع از اطلاعات جمع آوری شده بورد ملی حفاظت پرتوی بریتانیا برای سالهای ۱۹۸۴ تا ۲۰۰۵ نشان داده شده اند. داده ها برای دو معاینه پرتوبینی تنقیه باریم و خوراک باریم رسم شده اند. در اطلاعات جمع آوری شده برای یک دوره زمانی ۲۰ ساله کاهش حاصلضرب سطح در دز در حدود ۵۰ درصد بود.

به هر حال هر ساله معاینات تشخیصی بیشتر و بیشتری با اشعه ایکس انجام می شوند و برخی از آنها مانند انواع عملیات آنژیوگرافی تداخلی، بسیار پیچیده اند و به مدت زمان طولانی نیاز دارند. به دلیل

زمان پرتوبینی قابل ملاحظه ای که برای انجام این معاینات مورد نیاز است، برخی جراحاتی که به دلیل پرتوگیری زیاد ایجاد می شوند مشاهده شده اند. این جراحات نشانه دز ورودی بیمار در حد چند صد سانتی گری تا بیش از ۱۰۰۰ سانتی گری می باشند. عملیات پرتوبینی که در درجه اول وابسته به آنژیوگرافی تداخلی هستند، موجب دریافت بیشترین دز تابشی بیماران در پرتوشناسی می شوند.

در کشورهای پیشرفته متخصصین فیزیک پزشکی به منظور اطمینان از عملکرد صحیح تجهیزات پرتوبینی در انجام برنامه های کنترل کیفیت نقش موثر دارند. همچنین فیزیست ها در برنامه های آموزشی و ارزشیابی و تربیت کارکنان بخش پرتوبینی کلینیکی نقش مهمی را ایفا کرده اند. تعدادی از مطالعات که آهنگ اکسپوزر، دز های تابشی و سطوح مرجع تشخیصی را برای عملیات پرتوبینی اندازه گیری کرده اند منتشر شده اند. این اطلاعات به پرسنل کلینیکی کمک می کنند تا بتوانند دز بیماران را با در نظر گرفتن سایر امکانات ارزیابی کنند و در نتیجه به این سوال پاسخ داده شود که آیا امکان اصلاح روش ها و کاهش پرتوگیری وجود دارد؟

<sup>1</sup> National Radiation Protection Board (NRPB)

در نهایت این ترکیبی از دستاورد ها در تکنولوژی تجهیزات پرتویی و تلاش های رادیولوژیست ها و متخصصین فیزیک پزشکی است که کیفیت تصویر ها را بهبود بخشیده است و همزمان با آن منجر به کاهش دز دریافتی بیماران و کارکنان شده است. افزایش استفاده از اینگونه تصویر برداری برای انجام بیشتر و پیچیده تر معاینات تداخلی اثر معکوسی بر کاهش دز تابشی تجمعی داشته است؛ این در حالیست که این معاینات پرتویی تداخلی از ابعاد مهم دیگری برای بیماران مفید هستند.

#### ۴- نتیجه گیری

تصویر برداری پزشکی در طی ۵۰ سال اخیر تغییرات تکاملی و انقلابی مهمی را متحمل شده است. پرتونگاری معمولی و پرتویی از مود های عملکردی آنالوگ به دیجیتال گذار کرده اند. و روش های جدید تصویر برداری از قبیل ماموگرافی و توموگرافی کامپیوتری به کاربردهای کلینیکی معرفی شده اند. این تغییرات منجر به پیشرفت های کمی و کیفی در اطلاعات تشخیصی شده اند که تصویر برداری پزشکی کنونی را با مزیت های اساسی را برای مدیریت پزشکی بیماران ارائه می کنند. هر ساله در ایالات متحده بیش از ۵۰۰ میلیون معاینه تصویر برداری انجام می شود و پرتونگاری تشخیصی بزرگترین منبع اکسپوزر تابشی به جمعیت ایالات متحده است. اکنون دز های پزشکی بالاتر از دز دریافتی از زمینه طبیعی و رادون می باشد و احتمالاً استفاده عملی از روش هایی مانند سی تی پیوسته روبه افزایش هستند.

در طی ۵۰ سال آینده متخصصین فیزیک پزشکی به تعیین میزان تابش دریافتی توسط بیمارانی که تحت معاینات انجام شده با پرتو های یونساز هستند، ادامه خواهند داد. علاوه بر این پیشبینی می شود که متخصصین فیزیک پزشکی نقش مهمی را در تفسیر اهمیت اکسپوزر های تابشی بیماران و همچنین معرفی راه هایی برای کمینه کردن دز تابشی و خطرات بیماران بدون اثر معکوسی بر اطلاعات تشخیصی بدست آمده بوسیله تجهیزات تصویر برداری پیچیده تر خواهند داشت.

#### ۵- تشکر و قدردانی

با تشکر از جناب آقای دکتر محمدتقی بحرینی طوسی که این متن با راهنمایی های ایشان تهیه گردیده است.

#### منبع

\* Huda W, Nickoloff E L, Boone J M. Overview of patient dosimetry in diagnostic radiology in the USA for the past 50 years. Med Phys. 2008 Dec; 35(12):5713-28.