



انجمن حفاظت و برابرشد ایران

مقاله کنفرانسی

مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱، شماره ۴، زمستان (ویژه نامه) ۱۴۰۱، صفحه ۱۲۵-۱۳۲

ششمین کنفرانس سنجش و ایمنی پرتوهای یونساز و غیر یونساز (مردادماه ۱۴۰۰)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۷/۱۴، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۵/۰۹



مروری بر مطالعات انجام شده در بهینه سازی رادیوگرافی دیجیتال

پیمان حجازی، سجاد رقوی*، رسول شامحمدی، الهام روح الله پور و زهرا مهربان خو

گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران.

*سمنان، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، کدپستی: ۳۵۱۴۷-۹۹۴۴۲.

پست الکترونیکی: Sajjadraghavi313@gmail.com

چکیده

دز بیمار در یک رادیوگرافی نسبتاً کم است. اما از آنجایی که انجام رادیوگرافی معمولاً برای کارهای تشخیصی انجام می شود، می تواند دز تجمعی زیادی را به وجود آورد. بنابراین نیاز است تکنیک هایی به منظور کاهش دز بیمار انجام شود. تحول رادیولوژی دیجیتال فرصت های جدیدی را برای بهبود کیفیت تصویر فراهم کرده است که با بهره وری کوانتومی با قابل شناسایی بالاتر، قابلیت های پردازش سیستم های تصویربرداری جدید، برنامه های تصویربرداری پیشرفته (که با دستیابی سریع به تصویر دیجیتال امکان پذیر شده است)، ایجاد شده است. با این حال، این انتقال تا حد زیادی بدون بهینه سازی روش رادیوگرافی برای استفاده از تصاویر انجام شده است. در این پژوهش مروری بر مطالعات انجام شده با موضوع "بهینه سازی رادیوگرافی دیجیتال" انجام شده است.

کلیدواژگان: رادیوگرافی دیجیتال، رادیوگرافی، بهینه سازی دز، کیفیت تصویر، تکنیک های رادیوگرافی.

۱. مقدمه

هافمن^۲ معتقد است که تعادل بین کیفیت تصویر لازم و میزان دز تابش اختصاصی در مقایسه با سیستم های فیلم-صفحه برای آشکارسازهای دیجیتال بسیار کاربردی تر است. آشکارسازهای دیجیتال بر اساس اصول فنی مختلفی ساخته شده اند، بنابراین به دزهای مختلفی نیاز دارند. بهینه سازی کیفیت تصویر و کاهش دز مورد نیاز به بهینه سازی کل اجزاء تصویربرداری (آشکارساز، اکتساب، پردازش و نمایش) بستگی دارد [۲]. بنابراین لازم است که ارزیابی دقیقی به منظور کاهش

در سیستم های سنتی، روشنی فیلم توسط دز و سرعت فیلم محدود می شود. به علت دامنه دینامیکی کوچک فیلم ها، فیلم ها در بیشتر موارد روشنایی کم تر یا بیشتر دارند. بنابراین عملاً نمی توان کاری جهت کاهش دز انجام داد. در رادیوگرافی دیجیتال به دلیل دامنه دینامیکی وسیع و عملکردهای پنجره (سطح و پهنای پنجره) سطح دزی که در آن کیفیت تصویر مطلوب باشد، تحت شرایط^۱ ALARA باید به طور علمی تعیین شود [۱].

² Uffmann

¹ As Low As Reasonably Achievable

دز بیمار همراه با حفظ کیفیت تصویر صورت گیرد. اگرچه تحول از سیستم تصویربرداری فیلم معمولی به تصویربرداری دیجیتال طی چند سال گذشته تقریباً به پایان رسیده است، اما پارامترهای اصلی، مانند ولتاژ تیوپ اشعه ایکس، جریان تیوپ و فیلتراسیون از فناوری فیلم-صفحه بدون تغییر پذیرفته شده اند.

هرچند سیستم‌های دیجیتال قابل انعطاف هستند به طوری که می‌توان دز را به بهای کیفیت تصویر کاهش داد یا بالعکس، اما پارامترهای تصویربرداری باید مطابق با بهترین عملکرد یک سیستم خاص بهینه شوند [۲]. ابزار مرسوم مهار دز، مانند موقعیت یابی و کولیماسیون، برای تکنیک‌های دیجیتال به همان اندازه که برای تکنیک‌های معمولی معتبر است، معتبر می‌باشد. تکنیک‌های دیجیتالی به طور فزاینده گزینه‌هایی برای کاهش دز ارائه می‌دهند. بنابراین، استفاده از شاخص‌های دز و نظارت بر دز برای رادیوگرافی دیجیتال اجباری است [۲، ۳].

۲. روش انجام کار

با جستجو کلیدواژه‌های رادیوگرافی دیجیتال، بهینه‌سازی، کیفیت تصویر و تکنیک‌های رادیوگرافی در منبع‌یاب ساینس دایرکت^۱ مقالات مربوط دسته‌بندی شده و در ادامه با بررسی مطالعات صورت گرفته و غربال‌گری آن‌ها نتایج به دست آمده در گروه‌های مختلف رادیوگرافی نوزادان، رادیوگرافی کودکان، رادیوگرافی قفسه سینه، بهینه‌سازی در CT، رادیوگرافی لگن و رادیوگرافی دندان مورد بررسی قرار گرفتند.

۳. تحقیق و بررسی متون

۱.۳. رادیوگرافی نوزادان

مارتین^۲ و همکاران در سال ۲۰۰۶ اهمیت کیفیت تابش در بهینه‌سازی رادیولوژی را بررسی نمودند. مجموعه محاسباتی از

تضعیف و جذب برای ارزیابی عملکرد تصویربرداری از مجموعه‌ای از فسفرها انجام گرفت. کنتراست که یکی از عوامل مهم در کیفیت تصاویر است که به وسیله بررسی نسبت سیگنال به نویز برای مجموعه‌ای از تابش‌های ایکس حاصل می‌شود. آن‌ها عنوان کردند که SNR و دز بیمار با کاهش پتانسیل تیوپ کاهش پیدا می‌کند و باید مصالحه‌ای بین این دو صورت بگیرد تا تصویری با کیفیت مناسب با کمترین دز رسیده به بیمار به دست آید. همچنین انتخاب صحیح فسفر برای آشکارسازی مدالیته‌های تصویربرداری در کیفیت تصویر تأثیر بسیار زیادی می‌گذارد. همچنین می‌توان با اضافه نمودن فیلترهای مسی با ضخامت 0.2 mm دز سطحی بیمار را تا ۵۰ درصد کاهش دهد ولی از طرفی این عمل باعث افزایش میزان خروجی دستگاه رادیوگرافی یا فلوروسکوپی می‌شود [۴].

بنابراین کاهش دز دریافتی نوزادان از اهمیت بالاتری برخوردار است. نوزادان تازه متولد شده در بخش مراقبت‌های ویژه نوزادان اغلب در هفته‌های اول زندگی خود نیاز به معاینات رادیولوژیک متعدد دارند [۵]. از آنجایی که این بیماران در انکیباتور نگهداری می‌شوند، توگول^۳ و همکاران در سال ۲۰۱۹ در یک مقاله مروری اهمیت و تأثیر طراحی دستگاه انکیباتور^۴ نوزادان بر تصاویر گرفته شده به وسیله تکنیک‌های تصویر برداری، دز تابشی و کیفیت تصویر مورد بررسی قرار دادند. بر این اساس با تحقیق در چندین دیتابیس کلینیکی^۷ مقاله که واجد شرایط شناخته شدند مورد بررسی قرار گرفتند. در ۴ مقاله مقدار کاهش بین ۱۲٪ تا ۷۲٪ در اجزای انکیباتور وجود دارد در حالی که در یکی از دیگر مقالات مقدار کاهش را بدون اطلاعات عددی گزارش داده بود. وسیع بودن محدوده تغییرات تضعیف که روی کیفیت تصویر اثر می‌گذارد در دو مقاله به علت استفاده از سینی^۵ عنوان کردند در حالی که در ۳

³ Tugwell-Allsup

⁴ incubator

⁵ Tray

¹ www.sciencedirect.com

² CJ Martin

مقاله دیگر تفاوت فاحشی وجود نداشت. اگرچه در تمام هفت مقاله گفته شد که قسمت‌های مختلف انکیباتور باعث کاهش شدت پرتوهای می‌شود ولی تنها در یکی از مقالات ضریبی برای تصحیح تضعیف سینی پیشنهاد نموده شد. مقالات به نشان دادند که طراحی انکیباتور باعث تضعیف قابل ملاحظه‌ای می‌شود. همچنین این تضعیف بیم تأثیری در دز تابش شده به نوزاد و کیفیت تصویر نمی‌گذارد و در هنگام استفاده‌های کلینیکی بسیار پیچیده می‌شود. بنابراین به تحقیق و بررسی بیشتر در این مورد نیاز است [۶].

۲.۳. رادیوگرافی کودکان

تصویربرداری از اسکلت کودکان با استفاده از اشعه ایکس چالش‌های خاصی را به همراه دارد. از طرفی، آناتومی بیماران کودک به دلیل عدم تکامل استخوان، تنها کنتراست رادیوگرافی محدودی را نشان می‌دهد. از طرف دیگر، کودکان به دلیل تقسیم سریع سلول‌ها و امید به زندگی، بیش‌تر از بزرگسالان نسبت به اشعه حساس هستند [۷].

سیبرت^۱ و همکاران در یک مقاله به نقش سیستم‌های دیجیتال به منظور کاهش دز کودکان پرداختند. او مدعی است که در حال حاضر شاخص تابش روشی است که توسط آن تولیدکنندگان رادیوگرافی دیجیتال با توجه به میزان تخمین زده شده در آشکارساز، به‌عنوان جایگزین نسبت سیگنال به نویز تصویر و نشانه‌ای غیرمستقیم از کیفیت تصویر دیجیتال به تکنسین بازخورد می‌دهند [۸]. با همکاری کمیسیون بین‌المللی الکتروتکنیک و انجمن فیزیکدانان پزشکی آمریکا و تولیدکنندگان سیستم رادیوگرافی دیجیتال، یک شاخص جدید اکسپوژر سیستم‌های تصویربرداری اشعه ایکس دیجیتال به‌عنوان استاندارد بین‌المللی پیاده‌سازی شده است. شاخص تابش دز بیمار را نشان نمی‌دهد بلکه یک برآورد خطی از

تابش به آشکارساز را نشان می‌دهد. با این حال، استفاده از این شاخص احتمالاً منجر به بهبود عملکرد تکنسین از نظر یکنواختی و استفاده از تکنیک‌های رادیوگرافی بهینه شده و در نتیجه منجر به حفاظت بیش‌تر کودکان در رادیوگرافی می‌شود. سیبرت و همکاران شش توصیه را به منظور کاهش دز کودکان بیان می‌کند. این شش توصیه در ادامه آورده شده است.

۱- می‌بایست هنگام خرید تجهیزات رادیوگرافی دیجیتال و رایانه‌ای جدید بر اجرای استانداردها اصرار ورزید.

۲- نرم‌افزار سازنده استاندارد را بشناسید و آموزش ببینید.

۳- به‌روزرسانی مداوم همراه با تجربه منجر به افزایش بهینه‌سازی و سودآوری بیماران می‌شود.

۴ و ۵ - mAs ، kVp ، فیلتراسیون و هندسه مربوط به معاینه مربوطه را در پرونده دیجیتال ثبت کنید. این داده‌ها برای تخمین دز تابش بیمار مورد نیاز است.

۶- تجارب و داده‌ها را به‌منظور ارائه داده‌های مرجع پایه در اختیار جامعه تصویربرداری قرار دهید که از طریق آن‌ها می‌توان برای همه کاربران پیشرفت‌های عملی ایجاد کرد. بنابراین مرتباً در اطلاعات تکمیل شده وب سایت وارد شوید [۸].

ویلیز^۲ و همکاران در یک مقاله در سال ۲۰۰۹ به موضوع بهینه‌سازی تصاویر دیجیتال پرداخته‌اند. طبق این مقاله، رادیوگرافی محاسباتی و رادیوگرافی دیجیتال توسط پزشکان اطفال به منظور کاهش دز و بهبود کیفیت تصویر پذیرفته شده است. اما متأسفانه، بهینه‌سازی دز با رادیوگرافی محاسباتی و رادیوگرافی دیجیتال با عدم تعریف از سطح اکسپوژر مناسب، عدم استاندارد سازی در بازخورد فاکتور اکسپوژر و عدم درک اصول رادیوگرافی محاسباتی و رادیوگرافی دیجیتال با مشکل مواجه شده است [۹].

² Willis

¹ Seibert

پتانسیل بیش از حد در هر دو روش رادیوگرافی محاسباتی و رادیوگرافی دیجیتال وجود دارد. اگرچه خطرات ذاتی در تصویربرداری پروژکشن کودکان با رادیوگرافی محاسباتی و رادیوگرافی دیجیتال کم است، اما تلاش برای کاهش دز، تا زمانی که کیفیت تشخیص حفظ شود ارزشمند است. کنترل خودکار اکسپوژر روش اصلی کنترل در رادیوگرافی پروژکشن است، با این حال برای اکثر کودکان عملی نیست. در مواردی که می‌توان از آن استفاده کرد، مهم است که کنترل خودکار اکسپوژر به درستی کالیبره شود. در رادیوگرافی پروژکشن کودکان، روش دستی ترجیح داده می‌شود. با این حال راهنماهای تصاویر CR و DR بسیار ناچیز است.

برای مؤثر بودن، راهنمای تکنیک دستی باید مبتنی بر اندازه باشند تا متخصصان رادیولوژی سن بیمار را اندازه بگیرند و تخمین‌های لازم اعمال شود. راهنمای موفقیت آمیز تکنیک دستی، به ژنراتورهای اشعه ایکس کالیبره شده مناسب بستگی دارد. پردازش مجدد برای جلوگیری از تصویربرداری مکرر یک گزینه جایگزین در اپراتورهای دارای CR و DR است. علاوه بر این رادیولوژیست‌ها می‌توانند با استفاده از روش‌های دیگر در کارآمدی استفاده از اشعه تأثیر بگذارند. در بسیاری از موارد بالینی، ضرورتی برای تصویربرداری وجود ندارد. رادیولوژیست‌ها می‌توانند پزشکان را در مورد خطرات معاینات رادیولوژیک آموزش دهند و گزینه‌های دیگری برای تصویربرداری معمول پیشنهاد دهند [۹].

در یک مطالعه فانتوم شبیه‌سازی جذب اندام‌های دیستال، CNR و دز مربوط به بیمار به‌عنوان تابعی از ولتاژ تیوپ در محدوده ۴۰-۶۶ کیلوولت با و بدون فیلتراسیون اضافی $0.2 \text{ mm Cu}/1 \text{ mm Al}$ تعیین شد. CNR اندازه‌گیری شده به‌عنوان شاخص کیفیت تصویر استفاده شد و میانگین دز جذب شده که ترکیبی از مقدار اندازه‌گیری شده و شبیه‌سازی شده است به‌عنوان شاخص دز بیمار استفاده شد.

عنوان شد که مطلوب‌ترین رابطه CNR و دز برای کم‌ترین ولتاژ لوله بررسی شده (۴۰ کیلوولت) بدون فیلتراسیون اضافی مشاهده می‌شود. در مقایسه با وضعیت ۵۰ کیلوولت یا ۶۰ کیلوولت، می‌توان میانگین دز جذب شده را به ترتیب ۲۴ و ۵۰ درصد کاهش داد، در حالی که کیفیت تصویر (CNR) را در همان سطح نگه داشت. در رادیوگرافی دیجیتال اندام‌های دیستال اطفال به نظر می‌رسد CNR (نسبت کنتراست به نویز) بیشتر و بهینه‌سازی دز با استفاده از ولتاژ پایین‌تر تیوپ امکان‌پذیر است.

نتایج این مطالعه فانتوم استفاده از ولتاژ تیوپ کم‌تر از ۴۰ کیلوولت و اجتناب از فیلتراسیون اضافی برای رادیوگرافی دیجیتال اندام‌های دیستال (دور از مرکز بدن) اطفال را نشان می‌دهد. این تا حدودی در تضاد با دستورالعمل‌های بالینی در تصویربرداری معمولی با فیلم-صفحه به دلیل حساسیت فیلم است. آشکارسازهای دیجیتال با دامنه دینامیکی گسترده خود، درجه آزادی بیشتری برای بهینه‌سازی فراهم می‌کنند که تاکنون مورد بهره‌برداری کامل قرار نگرفته است. ارزیابی بالینی بیشتر از پارامترهای پیشنهادی قبل از این‌که تغییرات برای استفاده عمومی بالینی تصویب شود لازم است و در نهایت در دستورالعمل‌های رادیوگرافی دیجیتال کودکان گنجانده شود [۱۰].

۳.۳. رادیوگرافی قفسه سینه

رادیوگرافی قفسه سینه متداول‌ترین روش در روش‌های تشخیصی است. اگرچه عملکرد برتر تکنیک‌های مقطعی، مانند توموگرافی کامپیوتری و تصویربرداری رزونانس مغناطیسی، به‌خوبی شناخته شده است. رادیوگرافی قفسه سینه هنوز هم روش اصلی تشخیص تصویربرداری از قفسه سینه محسوب می‌شود [۱۱، ۱۲].

رابرت^۱ یک مطالعه به منظور بهینه‌سازی تکنیک‌های تصویر برداری قفسه سینه انجام داده است. هدف از انجام این مطالعه بهینه‌سازی تکنیک مورد استفاده برای معاینه AP شانه و ستون فقرات گردنی پس از بررسی کیفیت تصویر، بر اساس ارزیابی بالینی و دز مؤثر، محاسبه شده از اندازه‌گیری دز دریافتی بیمار بود. در نتیجه یک مطالعه برای تعیین این‌که آیا افزایش دز تابش به بیمار پس از معرفی یک گرید آنتی اسکتر با سطح بهبود کیفیت تصویر توجیه می‌شود، انجام شد. این مطالعه که شامل ۱۰۰ بیمار بود، توانست نشان دهد که افزایش دز تابش به بیمار هنگام استفاده از گرید آنتی اسکتر برای معاینه شانه AP با بهبود کیفیت تصویر توجیه نمی‌شود این واقعیت که همه تصاویر از کیفیت تشخیصی برخوردار بودند، نشان می‌دهد که استفاده از گرید آنتی اسکتر غیر ضروری است. استفاده از گرید آنتی اسکتر برای معاینه AP شانه منجر به افزایش دز مؤثر پنج و چهار برابر اندازه‌گیری بدون گرید آنتی اسکتر برای مردان و زنان شد.

از نظر تحقق معیارهای کیفیت تصویر DIMOND III تفاوت کمی در کیفیت تصویر با یا بدون گرید درج شده وجود دارد. در نتیجه، بر اساس نتایج این مطالعه، می‌توان نتیجه گرفت که افزایش دز مؤثر به بیمار با بهبود کیفیت تصویر ارائه شده توسط گرید توجیه نمی‌شود. از این رو به مراکز توصیه شد که روش بهینه برای معاینه AP شانه نباید شامل استفاده از گرید باشد، به استثنای بیماران با سایز بسیار بزرگ که افزایش اشعه پراکنده ممکن است کیفیت تصویر را به طرز چشم‌گیری کاهش دهد [۱۳].

سماعی و همکاران یک چهارچوب برای بهینه‌سازی کردند. این مقاله چهارچوبی برای بهینه‌سازی و دستیابی به تصاویر اشعه ایکس دیجیتال پیشنهاد شده است. روش پیشنهادی براساس ویژگی‌های سیگنال و نویز تصاویر دیجیتال و تابش

اعمال شده است. سیگنال براساس کاربرد بالینی موجود در یک برنامه تصویربرداری، به‌عنوان تفاوت بین سیگنال آشکارساز با و بدون هدف موجود در پس زمینه تعریف می‌شود. نویز با در نظر گرفتن خصوصیات جذب آشکارساز، از ویژگی‌های نویز پس زمینه تصاویر به‌طور یکنواخت، تعیین می‌شود. قرار گرفتن اکسپوزر تابشی در هوا آزاد تخمین زده یا اندازه‌گیری می‌شود و به دز تبدیل می‌گردد. شکل اصلی ماهیت برای بهینه‌سازی به‌عنوان مربع نسبت نویز به تفاوت سیگنال در واحد اکسپوزر یا (ترجیحاً) دز تعریف شده است. این مقاله سه مطالعه بهینه‌سازی تکنیک خاص را نشان می‌دهد که از این روش برای بهینه‌سازی روش رادیوگرافی برای برنامه‌های دیجیتال قفسه سینه و پستان استفاده می‌کنند. در مطالعه اول، که در رادیوگرافی قفسه سینه با آشکارساز صفحه تخت CsI متمرکز بود، محدوده‌ای از kVp بین ۵۰ تا ۱۵۰ و فیلتراسیون با مواد با عدد اتمی ۱۳ تا ۸۳ صورت گرفت از نظر شکل اصلی ماهیت مربوط به آن‌ها و همچنین بافت نرم به‌خوبی کنتراست استخوان مورد بررسی قرار گرفت که یک عامل مهم در رادیوگرافی قفسه سینه می‌باشد.

نتایج نشان داد که فیلتراسیون اضافی Cu می‌تواند کیفیت تصویر را بهبود بخشد. مطالعه دوم در ماموگرافی دیجیتال با استفاده از یک آشکارساز مستقیم صفحه تخت سلنیوم نشان داد که مربع نسبت نویز به تفاوت سیگنال در واحد اکسپوزر با استفاده از یک هدف تنگستن و یک فیلتر رادیوم نسبت به روش‌های معمول فیلتر مولیبدن / مولیبدن بهبود یافته است. سرانجام یک مطالعه سوم با تمرکز بر روی توموگرافی کامپیوتری پرتو مخروطی با استفاده از یک آشکارساز صفحه تخت CsI نشان داد که فیلتراسیون با عدد اتمی بالاتر از هدف تنگستن می‌تواند باعث بهبود ویژگی‌های سیگنال و نویز تصویر شود. یافته‌های کلی این واقعیت را برجسته می‌کند که

^۱ Robbert

به اندام‌های داخلی قسمت تحتانی شکم، به ویژه اندام‌های تولید مثل است [۱۶].

هیث^۲ و همکاران یک فانتوم لگن انسان را با شرایط فاصله منبع تا تصویر ۱۰۰ سانتی‌متر و کیلوولتاژ ۸۰ kVp مورد تابش قرار داده و دز سطح ورودی و دز مؤثر را محاسبه کردند؛ سپس فاصله منبع تا تصویر را از فاصله ۸۰ سانتی‌متر تا ۱۴۷ سانتی‌متر با فواصل ۱۰ سانتی‌متر تغییر داده و ۲ اکسپوژر صورت گرفت تا تأثیر متغیر بودن فاصله منبع تا تصویر بر کیفیت تصویر و دز تابشی با استفاده از رادیوگرافی دیجیتال مستقیم بررسی شود. در نهایت به این نتیجه رسیدند که کاهش قابل توجهی در دز سطح ورودی و دز مؤثر، بدون از دست دادن کیفیت تصویر، با فاصله منبع تا تصویر بزرگتر از حد طبیعی برای رادیوگرافی دیجیتال از لگن می‌تواند حاصل شود [۱۷].

۶.۳. رادیوگرافی دندان

در رادیولوژی دندان از فناوری اشعه ایکس برای تشخیص و طراحی درمان مشکلات مختلف بالینی مربوط به حفره دهان و بافت‌های اطراف آن استفاده می‌شود. همان‌طور که فناوری به سرعت در حال تکامل است، روش‌های پرتوی ایکس متعددی با استفاده از ابزارهای مختلف در جهت تصویربرداری و درمان بهینه این بیماری‌ها، اختلالات یا سایر شرایط بالینی مرتبط وجود دارد.

در حال حاضر، دندان پزشکان، جراحان دندان پزشکی و سایر متخصصان پزشکی انواع مختلفی از سیستم‌های اشعه ایکس را دارند که می‌توانند بسته به مشکل بالینی، از پرتوهای ساده و پیچیده استفاده کنند [۱۸، ۱۹].

سپاکی^۱ در مقاله‌ای به بررسی روش‌های بهینه‌سازی و

ممکن است برای رادیوگرافی دیجیتال نیاز به بازنگری در تکنیک‌هایی باشد که به‌طور معمول بهینه هستند [۱۴].

۴.۳. بهینه‌سازی در CT

سپاکی^۱ و همکاران در سال ۲۰۲۰ لزوم بهینه‌سازی دز و مراحل رسیدن به بهینه‌ترین دز را در رادیولوژی دیجیتال و مقطع نگاری رایانه‌ای (CT)، رادیولوژی مداخله‌ای و ماموگرافی را بررسی نمودند. براساس مطالعات صورت گرفته پنج مرحله در فرایند بهینه‌سازی دز لازم به انجام است که عبارت‌اند از ۱- انجام پروسه کنترل کیفی ۲- وجود یک تیم برای بهینه‌سازی دز در فرایند درمان شامل رادیولوژیست، فیزیک پزشکی و آنکولوژی پرتوی ۳- تعیین سطح دز پایه و کیفیت تصویر و همچنین مقایسه با معیارها برای تعیین پرتکل مناسب برای بهینه‌سازی دز ۴- تغییر و تصحیح پرتکل‌ها با کمک فیزیک پزشکی ۵- ارزیابی پروسه بهینه‌سازی و اثرات آن بر روی بیمار و کیفیت تصویر.

پروسه‌های بهینه‌سازی باید شامل تلاش‌های مشترک شامل: ۱- عملکرد تجهیزات ۲- سفارش سازی پرتکل آزمایش و ۳- رفتار کارکنان باشد. سازندگان باید جزئیات نحوه انجام پرتکل‌های آزمایشی و تعلیم برای کاهش دز را ارائه دهند. فیزیک پزشکی رادیولوژی تشخیصی باید در کارهای روتین مرکز پیش قدم و فعال باشد تا بتواند بهترین بهینه‌سازی دز را انجام دهد [۱۵].

۵.۳. رادیوگرافی لگن

رادیوگرافی لگن یکی از رایج‌ترین و متداول‌ترین معاینات جراحان ارتوپدی برای بیماران است که قربانیان ضربه یا حوادث رانندگی هستند. این شامل تابش مستقیم اشعه یونیزان

² Heath

¹ Tsapaki

برای محافظت از محافظ جنین یا غدد جنسی توصیه نمی‌شود. در صورتی که تیروئید در امتداد پرتو اصلی قرار گرفته یا بسیار نزدیک به آن قرار داشته باشد، باید از محافظ سرب تیروئید استفاده شود، به شرطی که به‌طور دقیق قرار گرفته باشد تا هیچ آرتیفکتی به تصویر وارد نشود [۲۰].

۴. نتیجه‌گیری

مطالعات صورت گرفته نشان می‌دهد که گذر از سیستم‌های فیلم-اسکرین به رادیوگرافی دیجیتال به دلیل قابلیت‌های جدیدی که دارد، نیازمند بهینه‌سازی روش‌های تصویربرداری مطابق به آن می‌باشد؛ که برای رسیدن به این هدف می‌توان با استفاده از روش‌های بهینه‌سازی مختلفی که بیشتر بحث شد، به تصاویر با قدرت تشخیصی خوب و در عین حال دز کم بیمار رسید. بدیهی است که چنین سیستمی نیازمند بررسی علمی دقیق است. اما می‌توان امیدوار بود که با استفاده از این سیستم‌های جدید دز بیماران را کاهش داد.

حفاظت در رادیولوژی دندان پرداخته است. او در این مقاله به اهمیت ویژه محافظت در برابر اشعه در رادیوگرافی دندان با توجه به پیشرفت در روش‌های مختلف تصویربرداری دندان پرداخته است. وی معتقد است که دستورالعمل‌های محافظت در برابر اشعه در رادیولوژی دندان باید به روز شود تا فناوری جدیدتری مانند CBCT و تصویربرداری دیجیتال را در نظر بگیرد. برای رادیوگرافی داخل دهانی، مزایای تصویربرداری دیجیتال شامل مدیریت بهتر اشعه ایکس، ذخیره سازی بهتر، صرفه جویی در وقت و دز تابش است. آشکارسازهای دیجیتالی که معمولاً به زمان کم‌تری برای تابش نیاز دارند، بدیهی است که در نهایت منجر به کاهش دز بیمار می‌شوند. اگر از فیلم در تصویربرداری استفاده شود باید فیلم کلاس E نسبت به کلاس D ترجیح داده شود زیرا ارزان‌تر است و منجر به کاهش دز ۴۰-۵۰٪ با کیفیت تصویر قابل قبولی می‌شود. در مورد حفاظت از بیماران در این روش‌های تصویربرداری می‌توان گفت استفاده از پیش بند سربی حتی در بیماران باردار

۵. مراجع

1. W. J. Veldkamp, L. J. Kroft, J. P. A. van Delft, J. Geleijns. A technique for simulating the effect of dose reduction on image quality in digital chest radiography. *J. Digit. Imaging* 22 (2009) 114-125.
2. M. Uffmann, C. Schaefer-Prokop. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. *Eur. J. Radiol.* 72 (2009) 202-208.
3. C. Martin, D. Sutton, P. Sharp. Balancing patient dose and image quality. *Appl. Radiat. Isot.* 50 (1999) 1-19.
4. C. J. Martin. The importance of radiation quality for optimisation in radiology. *Biomed. Imaging Interv. J.* 3 (2) (2007) e38.
5. V. Del Rio, L. Satta, V. Fanti. Radiologic imaging of the newborn inside the incubator. Radiation dose and image quality. Abstracts of the 9th National Congress of the Associazione Italiana di Fisica Medica. *Phys. Med.* 32 (2016) e71-e96.
6. J. Tugwell-Allsup, A. England. A systematic review of incubator-based neonatal radiography-What does the evidence say?. *Radiology* 26 (2020) 167-173.
7. G. Stephan, K. Schneider, W. Panzer, L. Walsh, U. Oestreicher. Enhanced yield of chromosome aberrations after CT examinations in paediatric patients. *Int. J. Radiat. Biol.* 83 (2007) 281-287.
8. J. A. Seibert, R. L. Morin. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatr. Radiol.* 41 (2011) 573-81.
9. C. E. Willis. Optimizing digital radiography of children. *Eur. J. Radiol.* 72 (2009) 266-273.
10. R. Hess, U. Neitzel. Optimizing image quality and dose for digital radiography of distal pediatric extremities using the contrast-to-noise ratio. *RofO* 184 (7) (2012) 643-649.
11. G. Andria, F. Attivissimo, A. D. Nisio, A. M. L. Lanzolla, G. Guglielmi, R. Terlizzi. Dose optimization in chest radiography: System and model characterization via experimental investigation. *IEEE Trans. Instrum. Meas* 63 (2014) 1163-1170.

12. G. Andria, F. Attivissimo, A. M. L. Lanzolla. A statistical approach for MR and CT images comparison. *Measurement* 46 (2013) 57-65.
13. J. Roberts, S. Evans, M. Rees. Optimisation of imaging technique used in direct digital radiography. *J. Radiat. Prot. Res.* 26 (2006) 287-299.
14. E. Samei, J. T. Dobbins III, J. Y. Lo, M. P. Tornai. A framework for optimising the radiographic technique in digital X-ray imaging. *Radiat. Prot. Dosim.* 114 (2005) 220-229.
15. V. Tsapaki. Radiation dose optimization in diagnostic and interventional radiology: Current issues and future perspectives. *Phys. Med.* 79 (2020) 16-21.
16. C. Chan, K. Fung. Dose optimization in pelvic radiography by air gap method on CR and DR systems—A phantom study. *Radiography* 21 (2015) 23-214.
17. R. Heath, A. England, A. Ward, P. Charnock, M. Ward, P. Evans, L. Harding. Digital pelvic radiography: increasing distance to reduce dose. *Radiol.* 83 (2011) 20-28.
18. T. Kiljunen, T. Kaasalainen, A. Suomalainen, M. Kortensniemi. Dental cone beam CT: A review. *Phys. Med.* 31 (2015) 844-860.
19. B. Vandenberghe, R. Jacobs, H. Bosmans. Modern dental imaging: a review of the current technology and clinical applications in dental practice. *Eur. Radiol.* 20 (2010) 2637-2655.
20. V. Tsapaki. Radiation protection in dental radiology—Recent advances and future directions. *Phys. Med.* 44 (2017) 222-226.