مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی سمنان- جلد ۱۰، شماره ۲ (پیاپی ۳۰) ، زمستان ۱۳۸۷

دز عمقی اندام‌های بحرانی فانتوم معادل بافت بر اساس دز سطحی حاصل از سیستم جذب سنجی دو گانه اشعه X با دسته پرتو قلمی با استفاده از دزیمتری ترمولومینسانس

علی‌اکبر شرفی [۱](Ph.D)، منیژه مختاری‌دیزجی [۲*](Ph.D)، نرگس مخلصیان [۳](M.Sc)، باقر لاریجانی [۴](M.D)، انوشیروان کاظم‌نژاد [۵](Ph.D)

۱ - *دانشگاه علوم پزشکی ایران، گروه رادیولوژی*

۲- *دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی*

۳- *دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات*

۴- *دانشگاه علوم پزشکی تهران و مرکز تحقیقات غدد و متابولیسم ایران*

۵- *دانشگاه تربیت مدرس، گروه آمار زیستی*

چکیده

سابقه و هدف: با افزایش کاربری جذب‌سنجی دوگانه اشعه X (DXA)، دزیمتری پرتو X در دو حالت دسته اشعه قلمی و پهن با اندازه‌گیری دز سطحی مورد بررسی محققین، قرار گرفته است، اما اندازه‌گیری‌هایی برای ارزیابی دز جذبی برای عمق‌های مختلف اندام‌های بحرانی از قبیل تیروئید و رحم صورت نگرفته است. در این مطالعه، همبستگی میان دز عمقی اندام‌های بحرانی بر اساس دز سطحی بررسی می‌گردد.

مواد و روش‌ها: در مطالعه حاضر، فانتوم طراحی شده آنتروپومورفیک تحت تابش سیستم Lunar DPX-MD با دسته اشعه قلمی قرار گرفت. دزیمترهای TLD-400، در عمق‌های مختلف تیروئید و رحم فانتوم و نیز در سطح فانتوم (نزدیک منبع) قرار داده شدند. در مدهای اسکن مهره‌ای و فمورال، دز سطحی و دز عمقی لب‌های چپ و راست تیروئید و نیز رحم در عمق‌های مختلف و مرکز اسکن اندازه‌گیری شد. هم‌بستگی میان دز سطحی و دز در عمق‌های مختلف با استفاده از آنالیز رگرسیون خطی حاصل گردید.

یافته‌ها: هم‌بستگی معنی‌داری میان دز عمقی با دز در مرکز اسکن به‌جز در اسکن فمورال مشاهده نشد. با اعمال فاکتور کیفی و فاکتور وزنی اندام‌ها، دز موثر در اسکن مهره‌ای ۰/۰۶۴، ۰/۰۵۹، ۰/۰۶۱ و ۰/۲۴۲ میکروسیورت برای لب‌های چپ و راست تیروئید، رحم و تخمدان برآورد گردید.

نتیجه‌گیری: نتیجه‌گیری می‌شود که هم‌بستگی معنی‌داری میان دز سطحی و دز در عمق‌های مختلف وجود دارد. سیستم حاضر، دارای دز تابشی بسیار کم و مشابه دز زمینه است.

واژه‌های کلیدی: جذب سنجی دو گانه اشعه X، دزیمتری، فانتوم، دز عمقی، اندام‌های بحرانی

مقدمه

پوکی استخوان شایع‌ترین علت شکستگی استخوان در زنان به ویژه در دوران یائسگی و در افراد سالخورده است [۲،۱]. این بیماری با کم شدن ماده مینرال استخوان آغاز

* نویسنده مسئول، تلفن: ۸۲۸۸۳۸۹۳ -۰۲۱ نمابر: ۸۸۰۰۶۵۴۴ -۰۲۱

Email: mokhtarm@modares.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۸۷/۷/۲۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۷/۱۱/۵

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

می‌شود. با افزایش سن، پوکی استخوان بیش‌تر شده و لزوم تراکم سنجی استخوان را مطرح می‌سازد. امروزه ارزیابی تراکم استخوان ابزار موثری جهت برآورد ریسک شکستگی استخوان است و توسط آن می‌توان چگالی استخوان را طی دوره درمان مونیتور و کنترل نمود. روش جذب سنجی دوگانه اشعه X (DEXA: Dual Energy X-ray Absorptiometry) کاربردی‌ترین روش ارزیابی تراکم استخوان است که توسط آن می‌توان چگالی مینرال استخوان (BMD: Bone Mineral Density) و مقدار مینرال استخوان (BMC: Bone Mineral Content) را به‌دست آورد. با شروع سنجش تراکم استخوان توسط پرتوهای یونیزان، استانداردهای حفاظت در برابر اشعه شکل گرفت. مطالعات نشان داده‌اند که در سنجش تراکم سنجی استخوان به روش DEXA، مقدار اشعه رسیده به اندام‌های بحرانی را پرتوهای پراکنده تشکیل می‌دهند، به طوری که در مطالعات متعدد، دز سطحی حاصل از سیستم‌های مختلف DEXA با دسته اشعه قلمی و پهن اندازه‌گیری و مقایسه شده‌اند. اخیراً نیز طی مطالعه‌ای دز سطحی حاصل از دسته اشعه مخروطی درسیستم‌های جدید DEXA مورد ارزیابی قرارگرفته است [۳].

در سیستم‌های جذب سنجی، سنجش تراکم سنجی استخوان بر اساس ارتباط انرژی پرتو و میزان پرتو عبوری با در نظر داشتن ضریب عبور پرتو که بسته به سخت یا نرم بودن بافت‌های مسیر عبور، متفاوت می‌باشد، انجام می‌گیرد. به طوری که در سیستم‌های جذب سنجی دوگانه با ایجاد دو لبه انرژی متفاوت، امکان تمایز بین بافت نرم و بافت استخوانی به بهترین صورت انجام می‌گیرد. هم‌چنین با استفاده از الگوریتم آشکارساز لبه، تصویر لبه‌های استخوان تعیین می‌شود و بر اساس آن، سطح استخوان برآورد می‌گردد. مقدارBMD، متوسط پیکسل‌های تعیین شده توسط لبه‌های استخوان است. از حاصل‌ضرب سطح استخوان در مقدار متوسط BMD مقدار ماده استخوانی (BMC) برآورد می‌شود. در سیستم‌های DEXA میزان BMD بر حسب گرم بر سانتی‌مترمربع و به صورت چگالی سطحی تعیین می‌شود. در این سیستم‌ها نواحی مورد اسکن شامل مهره کمری، ران و کل بدن است. نواحی محیطی شامل ساعد، پاشنه و استخوان‌های انگشت نیز در برخی مطالعات بررسی شده‌اند.

در راستای مسئله حفاظت در برابر پرتو و اصل ALARA (As Low As Reasonably Achievable) و کاهش تا حد ممکن دز تابشی (دز بیماران و یا پرتوکاران)، ارزیابی اکسپوژر پرتوها [۴]، ضروری به نظر می‌رسد و به دنبال آن دانشی به نام دزیمتری پرتوها مطرح می‌گردد. سازندگان دستگاه‌ها عموماً بر دز سطحی تأکید می‌کنند، اما تعیین آن به تنهایی برای تخمین ریسک خطر کافی نیست. تنها کمیت مفید، دز جذبی و دز موثر (effective dose) است.

بیش‌تر مطالعات مربوط به دزیمتری سیستم‌های DEXA، به مقایسه میزان دز سطحی حاصل از باریکه‌های تابشی قلمی و پهن پرداخته است، چنان‌چه در اولین مطالعه‌ای که چهار سیستم با دسته اشعه پهن را مورد بررسی قرار داده‌اند، لزوم اجرای پروتکل دزیمتری نواحی بحرانی توصیه شده است [۶،۵]. در مطالعات مربوط به سیستم‌هایی با باریکه پهن، دز موثر بیماران محاسبه شد و ملاحظه گردید که کم‌تر و یا در حد آهنگ دز استاندارد است [۸،۷]. بررسی دز پرسنل نیز موید میزان دز سطحی کم‌تری نسبت به روش‌های معمول رادیوگرافی بود [۱۰،۹]. جهت بررسی میزان دز سطحی حاصل از این سیستم‌ها با دسته اشعه پهن، فانتوم‌های ستون مهره معادل بافت نیز پیشنهاد گردید [۶،۵] و [۱۱-۱۵]. دز سطحی در سیستمی با باریکه قلمی نیز بر روی فانتوم‌های ۵ و ۱۰ ساله با دزیمتر ترمولومینسنت مورد بررسی قرار گرفت. با وجودی‌که در آزمایشات مربوط به کودکان دزیمتر TLD میزان دز تابشی کمی را نشان داد، لکن لزوم اجرای دزیمتری سیستم‌ها توصیه گردید [۱۶]. مقایسه دو باریکه اشعه X پهن و قلمی حاکی از دز موثری حدود دو برابر بیش‌تر در شرایط با باریکه پهن است، لکن هنوز مقدار آن از رادیوگرافی معمول کم‌تر است [۱۸،۱۷].

برای بررسی کارایی روش‌های جذب سنجی دو گانه اشعه ایکس در خانم‌های باردار، فانتوم‌های معادل جنین طی سه

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

دوره سنی طراحی و ساخته شدند. ارزیابی سیستم DEXA با باریکه قلمی در سال ۲۰۰۲ ثابت کرد که در هردوره سنی جنین استفاده از پوشش محافظ سربی ضروری است [۱۹]. امروزه سیستم‌های دانسیتومتری با باریکه مخروطی جهت کاهش زمان تابش و بدون نیاز به اسکن مورد استفاده قرار گرفته‌اند. مطالعات انجام شده، نشان داد که دز سطحی فانتوم ناشی از باریکه مخروطی مشابه دز سطحی حاصل از باریکه پهن است [۳].

به هر حال با توجه به توسعه روز افزون روش‌های تراکم سنجی استخوان، تاکنون تجربه‌ای مبنی بر تخمین دز جذبی نواحی بحرانی بیماران براساس سیستم‌های جذب سنجی دوگانه اشعه X بر اساس دز سطحی صورت نگرفته است. لذا در مطالعه حاضر، فانتوم معادل بافت با ابعاد تقریبی مشابه انسان، طی پروتکل اجرایی فمور و ستون مهره تحت تابش قرار گرفت. با استفاده از دزیمترهای TLD که در بر روی سطح اندام‌های بحرانی تیروئید و رحم و نیز در عمق‌های مختلف بافت‌های مورد نظر قرار گرفت، دز جذبی سیستم تراکم سنج Lunar DPX-MD با دسته اشعه قلمی اندازه‌گیری شد. سپس رابطه میان دز سطحی و دز جذبی اندام‌ها در عمق‌های مورد بررسی، با استفاده از آنالیز هم‌بستگی و توابع رگرسیون خطی مناسب با درصد اطمینان ۹۵ درصد ارائه شد. در خاتمه نتایج دز معادل موثر با حد دز زمینه و نتایج حاصل از آزمایش‌های رادیوگرافی معمول مورد مقایسه قرار گرفت.

مواد و روش‌ها

درتحقیق حاضر، میزان دز سطحی و دز عمقی اندام‌های بحرانی تیروئید و رحم مورد بررسی قرار گرفت. سیستم جذب سنجی دوگانه اشعه X با باریکه قلمی Lunar سری DPX مدل MD بادقت ۰/۰۱± گرم برسانتی‌مترمربع است. مولد اشعه X در حداکثر ولتاژ ۷۶ کیلوولت و حداکثر جریانی معادل ۵ میلی‌آمپر، جریان عملیاتی ۰/۷۵ میلی‌آمپر و فیلتراسیونی معادل ۳۵ میلی‌متر معادل آلومینیوم و حداکثر میدان تابشی متقارنی به ابعاد ۱۰×۱۰ میلی‌متر مربع کار می‌کند. با استفاده از فیلتر لبه K، دو انرژی متفاوت در محدوده ۴۰ و ۷۰ کیلو الکترون ولت تولید می‌کند، تا بتواند بین استخوان و بافت نرم تمایز قائل شود. فاصله کانونی مولد تا آشکارساز ۵۸/۵ سانتی‌متر و تا بیمار برابر ۳۳ تا ۳۳/۵ سانتی‌متر است. این سیستم توانایی سنجش تراکم استخوان را در پروتکل‌های ستون مهره، گردن فمور و کل بدن دارد. در اسکن مهره‌ای، ابعاد منطقه اسکن، ۱۸×۲۰ سانتی‌متر مربع با حداکثر خط اسکن ۱۶۷ خط با پهنای اسکن ۱۸ سانتی‌متر و در پروتکل اسکن فمور پهنای اسکن، ۱۵ سانتی‌متر است. با نرم افزار سیستم DPX-MD version 4 اطلاعات BMD و BMC همراه با تصاویر منطقه مورد اسکن قابل نمایش است. این سیستم بنا به ابعاد بیمار در سه مد کند، متوسط و سریع فعال است. درمطالعه حاضر، به دلیل زمان تابش‌دهی طولانی‌تر، مد کند مورد ارزیابی قرار گرفت. با توجه به این‌که چشمه در قسمت پایین سیستم نسبت به بیمار است، لذا منظور از ثبت سطحی، مواضعی است که به چشمه نزدیک‌تر و به عبارت دیگر تراشه‌های دزیمتر پشت فانتوم متصل شده است.

دزیمتر مورد استفاده در این تحقیق، دزیمترهای ترمولومینسنت است. با توجه به این‌که حداکثر دز سطحی ارائه شده توسط سازندگان دستگاه دانسیتومتر حاضر (۵۰ میکروگری)، با استفاده از سیستم رادیوگرافی معمول این مقدار دز ایجاد و توسط دستگاه مولتی‌متر (دقتμGy ۱± Unfors 401، Sweden،)، اندازه‌گیری شد. برای انتخاب TLD مناسب دراین محدوده دز، سه نوع TLD شامل TLD-400 (CaF_2:Mn)، TLD-700 (LiF:Mg,Ti) و TLD-100H (LiF:Mg, Cu, P) مورد ارزیابی قرارگرفت. نتایج ثبت دز توسط این سه نوع TLD با نتیجه مولتی‌متر مقایسه شد. نتایج قرائت سه دزیمتر مورد بررسی نشان داد که TLD-400 با ۴ درصد پراکندگی (نسبت انحراف معیار به میانگین: $SD/Mean$)، نسبت به TLD-100 با ۱۷ درصد پراکندگی و TLD-700 با ۳۴ درصد پراکندگی، بهترین گزینه در مطالعه حاضر است. لذا تراشه‌های مکعبی شکل TLD-400 با ابعاد ۰/۹×۳/۲×۳/۲ میلی‌متر مکعب و حساسیت در

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

محدوده ۰/۱ میکروگری تا ۱۰۰ گری برای سنجش دز حاصل از پرتودهی سیستم DEXA در این تحقیق مورد مطالعه قرار گرفت و نتایج دزیمتری توسط قرائت‌گر (Harshaw 3500) خوانده شد. پس از کالیبراسیون، منحنی درخشندگی توسط نرم‌افزار WinREMS رسم و انتگرال کل ناحیه زیر منحنی بر حسب نانوکولن محاسبه و نمایش داده شد. به منظور آزاد شدن الکترون‌ها از تله‌های الکترونی حاصل از وجود ناخالصی‌ها در دزیمتر، توسط کوره پاک‌کننده (حداکثر ۱۱۰۰ درجه سانتی‌گراد با دقت ۵°C±) حرارت لازم به کریستال اعمال شد. پس از انتخاب TLD-400، کالیبراسیون TLD با اعمال ضرایب تصحیح انفرادی (ECC: Element Correction Coefficient) صورت گرفت. برای کالیبراسیون، کل دزیمترها تحت ولتاژ ۷۶ کیلو ولت، طول فاصله کانونی ۱۰۰ سانتی‌متر، جریان ۱۰۰ میلی‌آمپر، زمان ۰/۰۱ ثانیه و دز ۴۹ میکروگری (توسط مولتی‌متر اندازه‌گیری شد)، اکسپوز شد. میانگین و انحراف معیار ۱۷عدد TLD مورد بررسی، ۳۳/۲۲±۱/۱۸ نانوکولن به دست آمد. ضریب تصحیح انفرادی درحقیقت نسبت بار میانگین (X_a) به بار ثبت شده توسط هرTLD (X_i) است. بنابراین، برای هر TLD ضریب تصحیح استخراج شد. سپس TLD ها به مدت یک ساعت در کوره حرارتی ۵۰۰ درجه سانتی‌گراد آنیل شدند و جهت ارائه معادله کالیبراسیون آماده گردیدند. TLD ها به ۵ گروه سه‌تایی (برای برآورد دز اندام‌ها) و ۱ گروه دوتایی (برآورد دز زمینه) تقسیم شدند. به ۵ دسته TLD دزهای ۳۱، ۴۱، ۴۴، ۷۱ و ۱۳۳ میکروگری تابیده شد. هم‌بستگی نتایج دزیمتری TLD برحسب نانوکولن (X)، پس از اعمال ضرایب تصحیح با نتایج دزیمتری توسط مولتی‌متر Unforse برحسب میکروگری (Y)، حاصل گردید. معادله زیر، کالیبراسیون نهایی را نشان می‌دهد:

$$Y\ (\mu Gy) = ۱/۳۲\ X\ (\eta C) - ۰/۳۰$$

جهت حفاظت از جذب مجدد تابش و نور، دزیمترها در بج‌های تیره رنگ پلاستیکی قرار داده شدند.

در این مطالعه تجربی، برای تخمین دز جذبی اندام‌های بحرانی در عمق‌های مختلف، بر اساس دز سطحی، از فانتوم آنتروپومورفیک سر، گردن، تنه و لگن استفاده شد (شکل ۱). فانتوم ساخته شده دارای قطر ۲۲ سانتی‌متر در منطقه لگن، قطر ۷ سانتی‌متر در منطقه گردن و نیز اسکلت طبیعی (با عدد اتمی۷/۲) است. بقیه قسمت‌های فانتوم از ترکیب موم (WAX) با چگالی ۰/۹ گرم بر سانتی‌متر مکعب و نمک با چگالی ۰/۱ گرم بر سانتی‌متر مکعب ساخته شده است. ریه‌های فانتوم چوبی با دانسیته ۰/۲۵ گرم بر سانتی‌متر مکعب و وزن تقریبی آن ۷۰ کیلوگرم است. بر روی اندام‌های بحرانی فانتوم شامل ناحیه تیروئید (هردو لب)، لگن و شکم حفره‌هایی استوانه‌ای پیش‌بینی و تعبیه شدند، تا قالب‌هایی استوانه‌ای با ابعاد همین حفره‌ها از جنس موم و نمک در داخل حفره‌ها قرار گیرند. بر روی قالب‌های استوانه‌ای شیارهایی با فاصله‌های ۱ سانتی‌متر طراحی گردید که برای قرار گرفتن تراشه‌های TLD جهت ثبت دز عمقی است.

شکل ۱. نمایی از فانتوم آنتروپومورفیک

دزیمتری فانتوم تحت دو پروتکل ستون مهره و فمور به صورت جداگانه انجام شد. شرایط اسکن مشابه روش‌های معمول است. ابتدا ۴ اسکن ستون مهره در مد کند با ۴۵۰ میلی‌آمپر ثانیه تابش‌دهی، انجام گرفت و دز دریافتی تیروئید و رحم در عمق‌های مختلف و نیز مرکز اسکن (در ناحیه مهره کمری) اندازه‌گیری شد. برای سنجش دز تیروئید در همین مد اسکن مهره‌ای، بج‌های سه تائیTLD، در هر دو لب راست و چپ تیروئید در قسمت بالای لب (فاصله ۷ سانتی‌متر از محل دزیمتر سطحی) و سطح پوست (نزدیک چشمه) در مختصات مکانی تیروئید قرارداده شد. یک بج سه تایی در مرکز اسکن و دو بج برای سنجش دز زمینه در قسمت خارج از محدوده سیستم قرار گرفت. برای کاهش خطا، بج‌ها سه تایی بودند و اسکن چهار بار تکرار شد (۱۲ مورد دزیمتری در هر

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

مختصات). پس از اعمال ضرائب تصحیح و ضرایب کالیبراسیون هرTLD، مقادیر دز جذبی بر حسب میکروگری حاصل گردید. با کسر دز زمینه، دز در منطقه مورد نظر محاسبه شد. با اعمال فاکتور کیفی اشعه X و نیز فاکتور وزنی تیروئید، دز معادل موثر بر حسب میکروسیورت به‌دست آمد. به منظور بررسی دز سطحی و عمقی فانتوم در ناحیه رحم در اسکن مهره‌ای، بج‌های سه تایی TLD در امتداد موقعیت رحم در عمق‌های صفر (سطح پوست نزدیک به منبع)، ۱۲/۵ سانتی‌متر (مرکز رحم)، ۱۷/۵ سانتی‌متر (روی رحم) و ۲۲ سانتی‌متری از چشمه (بر روی پوست در موقعیت قدامی فانتوم) قرار داده شد و برای کاهش خطا، اسکن ۴ بار تکرار گردید. با اعمال فاکتور کیفی و فاکتور وزنی و با فرض این‌که موقعیت مکانی رحم و تخمدان یکسان است، سهم دز معادل موثر اندام‌های رحم و تخمدان برآورد گردید.

در پروتکل اسکن فمور، مد کند با ۲۷۰ میلی‌آمپر ثانیه تابش‌دهی، به دلیل اکسپوژر بسیار کم تیروئید در حد دز زمینه که ناشی از فاصله زیاد تیروئید از مرکز اسکن فمور است، تنها دز رحم مورد مطالعه قرار گرفت. به دلیل نزدیکی لگن به لبه اسکن تابش‌دهی فمور، بج‌های سه تایی در ۱۰ عمق تابش‌دهی در موقعیت رحم قرار گرفت که شامل: دز سطحی (نزدیک‌ترین موقعیت به منبع)، ۹/۵، ۱۰/۵، ۱۱/۵، ۱۲/۵ (مرکز رحم)، ۱۴/۵، ۱۵/۵، ۱۶/۵، ۱۷/۵ (روی رحم) و ۲۲/۰ سانتی‌متری از منبع. برای کاهش خطا، پروتوکل اسکن فمور ۵ بار تکرار شد.

پس از استخراج دز جذبی در عمق‌های مورد بررسی، آنالیز آماری هم‌بستگی انجام شد. با توجه به میانگین ضریب هم‌بستگی میان دز سطحی- عمقی در کلیه پروتوکل‌های دزیمتری، با ضریب اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۸۰ درصد، تعداد ۱۲ بار نمونه‌برداری در هر پروتوکل برآورد گردید. بر اساس ضرایب هم‌بستگی، آنالیز رگرسیون خطی جهت استخراج رابطه میان دز سطحی و دز عمقی (توابع رگرسیون) با سطح معنی‌داری کم‌تر از ۰/۰۵ توسط نرم افزار SPSS ۱۱/۵ و Excel ۲۰۰۳ ارائه شد.

نتایج

دزیمتری تیروئید در اسکن مهره، پس از ۴ بار اسکن و قرائت چهار بج TLD در محل سطوح لب چپ و راست (نسبت به مولد پرتو) و نواحی عمقی تیروئید و نیز مرکز اسکن و دز زمینه در جدول ۱ آمده است.

در این اسکن، متوسط دز جذبی تیروئید، برای لب چپ ۱/۲۸±۰/۲۵ میکروگری و برای لب راست ۱/۱۸±۰/۱۷ میکروگری حاصل شد. با تأثیر فاکتور وزنی تیروئید (۰/۰۵)، دز معادل موثر لب چپ و راست تیروئید به ترتیب ۰/۰۶۴±۰/۰۱۲ و ۰/۰۵۹±۰/۰۱۹ میکروسیورت برآورد گردید. برای برآورد رابطه میان دز عمقی در بافت تیروئید بر اساس دز سطحی بافت، آنالیز هم‌بستگی انجام شد و در صورت مهیا بودن ضریب هم‌بستگی معنی‌دار، رگرسیون خطی انجام گرفت. نتایج حاصل از آنالیز رگرسیون خطی در جدول ۲ آمده است.

در مطالعه حاضر میان دز جذبی تیروئید با دز در مرکز اسکن هم‌بستگی معنی‌داری مشاهده نشد.

به منظور بررسی دز دریافتی رحم در اسکن ستون مهره، دزیمتری در چهار عمق مختلف رحم و۴ بار برای هر پروتکل (سه عدد TLD در هر بج) اجرا گردید. نتایج حاصل از بررسی دز عمقی رحم در فواصل صفر (سطح پوست نزدیک به منبع)، ۱۲/۵ (مرکز رحم)، ۱۷/۵ (روی رحم) و ۲۲ سانتی‌متری از چشمه (بر روی پوست در موقعیت قدامی فانتوم)، دز زمینه و دز در مرکز اسکن در جدول ۳ آمده است.

در این اسکن متوسط دز جذبی رحم در اسکن مهره کمری، ۱/۲۱ ±۰/۳۳ میکروگری حاصل شد. با فرض این‌که مختصات رحم و تخمدان یکسان است و با تأثیر فاکتور وزنی رحم (۰/۰۵) و تخمدان (۰/۲۰)، سهم دز معادل موثر رحم و تخمدان به ترتیب ۰/۰۶۱±۰/۰۱۶ و ۰/۲۴۲±۰/۰۶۶ میکروسیورت برآورد گردید.

برای برآورد رابطه میان دز جذبی در عمق‌های مختلف بافت رحم بر اساس دز سطحی بافت، آنالیز هم‌بستگی و رگرسیون خطی انجام گرفت. توابع رگرسیون میان دز عمقی

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار دز سطحی و عمقی در ناحیه تیروئید، مرکز اسکن و زمینه برحسب میکرو گری

لب راست (N=۲۴)		لب چپ (N=۲۴)		مرکز اسکن (N=۱۲)	زمینه (N=۸)
دز سطحی	دز عمقی (۷cm)	دز سطحی	دز عمقی (۷cm)		
۱/۲۱ ±۰/۲۰	۱/۱۶ ±۰/۱۵	۱/۳۷ ±۰/۲۷	۱/۲۳ ±۰/۲۷	۶/۱۵ ±۱/۲۲	۱/۰۱ ±۰/۲۵

جدول۲. توابع رگرسیون خطی، ضریب همبستگی همراه با سطح معنی داری هر آنالیز

توابع رگرسیون	ضریب همبستگی	سطح معنی داری با اطمینان ۹۵ درصد
دز لب چپ تیروئید = ۰/۶۱۴ +۰/۵۷۰× (دز سطحی)	۰/۶۸۶	۰/۰۱۴
دز لب راست تیروئید = ۰/۶۲۳ +۰/۴۷۲× (دز سطحی)	۰/۶۴۵	۰/۰۲۴

جدول۳. میانگین و انحراف معیار دز سطحی و دز در عمق های مختلف رحم، مرکز اسکن و زمینه برحسب میکروگری

سطحی (N=۱۲)	عمقی (N=۱۲) (۱۲/۵ cm)	عمقی (N=۱۲) (۱۷/۵ cm)	عمقی (N=۱۲) (۲۲ cm)	مرکزاسکن (N=۱۲)	زمینه (N=۸)
۱/۱۳±۰/۲۱	۱/۲۱±۰/۳۳	۱/۲۹±۰/۴۲	۱/۱۶±۰/۱۹	۶/۵۸±۱/۱۹	۱/۰۴±۰/۳۴

رحم بر اساس دز سطحی همراه با سطح معنی‌داری و ضریب همبستگی در جدول ۴ آمده است.

میان دز سطحی رحم و دز در مرکز اسکن همبستگی با سطح معنی‌داری کم‌تر از ۰/۰۵ وجود نداشت. میان دز در مرکز اسکن و دز در عمق‌های مختلف رحم نیز همبستگی معنی‌داری مشاهده نشد. در پروتکل اسکن فمور، دزیمتری رحم حاصل از اسکن فمور با ۲۷۰ میلی‌آمپرثانیه تابش‌دهی در ۱۰ عمق تابش‌دهی در موقعیت رحم شامل: دز سطحی (نزدیک‌ترین موقعیت به منبع)، ۹/۵ ، ۱۰/۵، ۱۱/۵، ۱۲/۵ (مرکز رحم)، ۱۴/۵، ۱۵/۵، ۱۶/۵، ۱۷/۵ (روی رحم) و ۲۲/۰ سانتی‌متری از پوست قرار گرفت. برای کاهش خطا، پروتوکل اسکن فمور ۵ بار تکرار گردید. نتایج آنالیز توصیفی حاصل از برآورد دز در عمق‌های مورد بررسی در جدول ۵ آمده است. در پروتکل اسکن فمور، دز در مرکز اسکن و دز زمینه پس از قرائت ۱۵ تراشه TLD به ترتیب ۷/۳۸±۲/۲۷ و ۲/۲۳±۱/۲۵ میکروگری برآورد شد. در این پروتوکل، میانگین و انحراف معیار دز دریافتی رحم، ۲/۵۲±۱/۱۲ میکروگری به دست آمد. پس از اعمال فاکتور وزنی رحم و تخمدان، سهم دز معادل موثر اندام‌های رحم و تخمدان به ترتیب ۰/۱۲۶ ±۰/۰۵۶ و ۰/۵۰۴ ±۰/۲۲۴ میکروسیورت برآورد گردید.

به منظور بررسی روابط رگرسیون خطی میان دز دریافتی رحم در عمق‌های مختلف بر اساس دز سطحی، آنالیز رگرسیون هم‌بستگی همراه با رگرسیون خطی انجام شد که در جدول ۶ آمده است.

لازم به ذکر است که میان دز سطحی رحم با دز در عمق‌های ۱۰/۵، ۱۱/۵، ۱۲/۵ (مرکز رحم)، ۱۵/۵، ۱۶/۵ و ۱۷/۵ (روی رحم) سانتی‌متری از پوست، همبستگی معنی‌داری مشاهده نشد.

جدول۴ .توابع رگرسیون خطی، ضریب همبستگی دز عمقی رحم براساس دز سطحی رحم همراه با سطح معنی داری هر آنالیز

توابع رگرسیون	ضرایب همبستگی	سطح معنی داری
دز در عمق ۱۲/۵ سانتی متری =۰/۱۴۴+ ۰/۹۴۲× دز سطحی رحم	۰/۶۰۱	۰/۰۳۹
دز در عمق ۱۷/۵ سانتی متری =۰/۴۳۶+ ۱/۵۲۳× دز سطحی رحم	۰/۷۶۹	۰/۰۰۳
دز در عمق ۲۲/۰ سانتی متری =۰/۳۰۱+ ۰/۷۵۵× دز سطحی رحم	۰/۸۶۳	۰/۰۰۰

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

جدول۵. میانگین و انحراف معیار دزجذبی رحم در عمق های مختلف نسبت به دز سطحی بر حسب میکروگری (N=۱۵)

سطحی	عمقی (۹/۵ cm)	عمقی (۱۰/۵ cm)	عمقی (۱۱/۵ cm)	عمقی (۱۲/۵ cm)	عمقی (۱۴/۵ cm)	عمقی (۱۵/۵ cm)	عمقی (۱۶/۵ cm)	عمقی (۱۷/۵ cm)	عمقی (۲۲cm)
۲/۲۷±۰/۸۸	۲/۴۰±۱/۴۲	۳/۴۹±۰/۷۳	۱/۴۲±۰/۲۵	۲/۷۴±۰/۱۳	۲/۴۵±۰/۸۹	۴/۵۲±۱/۳۱	۱/۳۴±۰/۰۷	۳/۲۲±۰/۴۱	۲/۹۳±۱/۵۶

جدول ۶. توابع رگرسیون خطی، ضرایب همبستگی و سطح معنی داری رحم در اسکن فمور

توابع رگرسیون خطی	ضریب همبستگی	سطح معنی داری
دز عمق ۲۲cm = ۰/۵۵۹− ×۱/۵۳۷ دز سطحی رحم	۰/۸۷۰	۰/۰۰۰
دز عمق۱۴/۵cm =۰/۵۳۴ + ۰/۸۹۸× دز سطحی رحم	۰/۹۳۴	۰/۰۰۶
دز عمق ۹/۵ cm =۰/۷۴۴ +۱/۴۷۵× دز سطحی رحم	۰/۹۶۶	۰/۰۰۲
دز مرکز اسکن =۳/۰۵۴+ ۱/۹۰۴× دز سطحی رحم	۰/۷۴۱	۰/۰۰۲
دز زمینه = ۰/۴۱۲− ۰/۱۹۹ × دز سطحی رحم	۰/۸۲۱	۰/۰۰۴

بحث و نتیجه‌گیری

متوسط دز اندازه‌گیری شده با TLD-400 (CaF2: Mn) در اسکن ستون مهره و برای اندام‌های رحم ۰/۳۳±۱/۲۱ میکروگری، لب چپ و راست تیروئید به ترتیب ۰/۲۵±۱/۲۸ و ۰/۱۷±۱/۱۸ میکروگری است. در اسکن مهره‌ای، دز مرکز اسکن در طول دزیمتری تیروئید، ۱/۲۲±۶/۱۵ میکروگری و در طول دزیمتری رحم ۱/۱۹±۶/۵۸ میکروگری حاصل شد. متوسط دز سطحی رحم در اسکن فمور ۱/۱۲±۲/۵۲ میکروگری برآورد گردید. به‌دلیل ثبت دز جذبی تیروئید در حد دز زمینه، در این پروتوکل اسکن، دزیمتری در ناحیه تیروئید انجام نگرفت. دز سطحی در مرکز اسکن نیز ۷/۳۸±۲/۲۷ میکروگری حاصل شد. بررسی نتایج نشان می‌دهد که مقادیر فوق کم‌تر از حدی است که کارخانه سازنده برای اسکن مهره‌ای (۹/۶ میکروگری) ادعا کرده است [۱۶]. در این مطالعه دز جذبی ثبت شده در مد اسکن کند و بدون حذف دز زمینه گزارش گردید. انتظار می‌رود بیش‌ترین حد دز سطحی ثبت گردد. با توجه به محدوده دز جذبی در حدود میکروگری، نوع TLD مورد استفاده در این محدوده دزیمتری، TLD-400 انتخاب شد. حداکثر ضریب پراکندگی بج‌های TLD-400، ۴ درصد حاصل شد. سهم دز معادل موثر در اندام‌های رحم، تخمدان، لب چپ و راست تیروئید در اسکن مهره به ترتیب ۰/۰۱۶ ±۰/۰۶۱، ۰/۰۶۶±۰/۲۴۲، ۰/۰۱۲±۰/۰۶۴ و ۰/۰۱۹±۰/۰۵۹ میکروسیورت و سهم دز معادل موثر اندام‌های رحم و تخمدان در اسکن فمور نیز ۰/۰۵۶ ±۰/۱۲۶ و ۰/۲۲۴±۰/۵۰۴ میکروسیورت برآورد گردید. این مقدار کم‌تر از متوسط دز زمینه اندازه‌گیری شده در مطالعه روزانه انگلستان (۷ میکروسیورت) است [۲۰].

هدف از مطالعه حاضر، تخمین دز عمقی اندام‌های بحرانی رحم و تیروئید در دو پروتوکل اسکن مهره و فمور با استفاده از سیستم جذب سنجی دوگانه اشعه X از نوع Lunar با دسته پرتو قلمی بر اساس دز سطحی است. ما مقاله‌ای نیافتیم که رابطه دز سطحی و دز عمقی اندام‌های بحرانی تیروئید و رحم را در سیستم DEXA گزارش کند. در مطالعه حاضر، هم‌بستگی معنی‌داری میان دز سطحی لب راست و چپ تیروئید با دز عمقی عضو و نیز میان دز سطحی رحم با دز عمقی (عمق‌های ۲۲، ۱۷/۵ و ۱۲/۵ سانتی‌متر) در پروتوکل ستون مهره وجود داشت. هم‌بستگی معنی‌داری میان دز سطحی با دز عمقی رحم در عمق‌های ۹/۵، ۱۴/۵ و ۲۲/۰ سانتی‌متری پروتوکل اسکن فمور نیز مشاهده شد و توابع رگرسیون خطی همراه با سطح معنی‌داری محاسبه شد. در ادامه افزایش حجم نمونه‌برداری (دزیمتری) برای بررسی هم‌بستگی میان دز سطحی با عمق‌های مورد بررسی پیشنهاد می‌شود. بررسی دز عمقی اندام‌ها با دز در مرکز اسکن نشان داد که رابطه معنی‌داری میان دز در مرکز اسکن با دز جذبی در

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

عمق‌های مختلف اندام بحرانی وجود ندارد، به جز در اسکن فمور که هم‌بستگی معنی‌داری میان دز در مرکز اسکن با دز سطحی در موقعیت رحم مشاهده شد. با توجه به این‌که سیستم مورد مطالعه دارای دسته اشعه قلمی است و دز جذبی اندام‌های بحرانی ناشی پرتوهای پراکندگی است، لذا عدم هم‌بستگی معنی‌دار میان دز مرکز اسکن و دز جذبی اندام قابل توجیه است.

Koo و همکاران طی مطالعه‌ای دز سطحی مرکز اسکن کودکان را ۳ میکروگری گزارش کردند[۲۱]. این مقدار کم‌تر از حد دزی است که در مقاله حاضر برای مرکز اسکن (حدود ۶/۵ میکروگری) حاصل شده است. در مطالعه‌ای که بر روی دسته اشعه پهن انجام گرفت، دز سطحی در مرکز اسکن ۱۰ میکروگری گزارش شد که بیش از تخمین حد دز مطالعه حاضر است [۱۸]. در مطالعه دیگر، دز بیماران و کارکنان تحت سیستم دانسیتومتر مدل Lunar با دسته اشعه پهن نشان داد که در فاصله ۱ متری دز پرسنل کم‌تر از حد مجاز است [۱۰]. دز بیماران نیز در شرایط دسته اشعه پهن بیش از دز دسته اشعه قلمی گزارش شد. بدیهی است دسته اشعه پهن به‌دلیل پراکندگی بیش‌تر اشعه، دز سطحی بیش‌تری را نسبت به دسته اشعه قلمی ایجاد خواهد کرد.

دز دریافتی فانتوم جنین با دسته اشعه قلمی اسکن مهره و فمور، در سه ماهه اول بارداری مادر، به ترتیب ۱/۲ و ۲/۷ میکروگری گزارش شد. طی دوره‌های دوم و سوم باروری به ترتیب ۲/۷ و ۴/۹ میکروگری برای اسکن مهره‌ای، ۱/۴ و ۱ میکروگری برای اسکن فمور تخمین زده شد. محققین به‌دلیل تابش در این حد، استفاده از پوشش سربی را ضروری دانستند [۱۸]. مقایسه دز سطحی حاصل از سیستم DEXA در مطالعه حاضر با رادیوگرافی معمولی قفسه سینه و شکم [۲۲] نیز نشان داد که دز سطحی سیستم دانسیتومتر حدود ۳۰ برابر از رادیوگرافی قفسه سینه و ۲۰۰ برابر از رادیوگرافی شکم کم‌تر است.

خطاهای این مطالعه ناشی از واریانس دانسیته فوتونی است. خطای دیگر به‌دلیل دقت دزیمتر TLD-400 است، به‌طوری‌که در مطالعه تکرارپذیری سه نوع دزیمتر مورد بررسی، حداکثر ضریب پراکندگی این دزیمتر ۴ درصد محاسبه شد.

در این مطالعه هم‌بستگی معنی‌داری میان دز سطحی با دز عمقی اندام‌های بحرانی رحم و تیروئید در عمق‌های مورد بررسی مشاهده شد. به‌دلیل دز جذبی ناشی از پرتوهای پراکنده، هم‌بستگی معنی‌دار میان دز مرکز اسکن با دز عمقی مشاهده نشد. با مقایسه حد دز جذبی در مرکز اسکن و دز سطحی در موضع اندام‌های رحم و تیروئید، ملاحظه شد که این حد دز کم‌تر از حتی دز زمینه روزانه کشور انگلیس است [۲۰]، این دز معادل حدود۹۰ دقیقه دز زمینه است. بنابراین علاوه بر هم‌بستگی معنی‌داری که میان دز سطحی با دز عمقی وجود دارد، میزان دز بیماران به‌ویژه زنان در ناحیه رحم بسیار اندک و در حد دز زمینه است.

تشکر و قدردانی

از مرکز تحقیقات غدد و متابولیسم دانشگاه علوم پزشکی تهران برای کمک در ثبت اطلاعات سپاس‌گزاریم.

منابع

[1] Blinov NN, Gubenko MB, and Utkin PM. Development of osteodensitometric equipment. Med Tekh 2002; 36: 36-40.

[2] Diez F. Guidelines for the diagnosis of osteoporosis by densitometric methods. J Manipulative Physiol Ther 2002; 25: 403-415.

[3] Boudousq V, Kotzki PO, Dinten JM, Barrau C, Robert-Coutant C, Thomas E, and Goulart DM. Total dose incurred by patients and staff from BMD measurment using a new 2D digital bone densitometer. J Osteoporos Int 2003; 14: 263-269.

[4] Bone density and radiation dose. Mindways Software, Inc, 1998, Available in: www.qct.com.

[5] Eiken P, Barenholdt O, Jensen LB, Gram J, and Nielson SP. Switching from DXA pencil beam to fan beam. I: studies in vitro at four centers. Bone 1994; 15: 667-670.

[6] Eiken P, Kolthoff N, Barenholdt O, Hermansen H, and Nielson SP. Switching from DXA pencil beam to fan beam. II: studies in vivo. Bone 1994;15: 671-676.

[7] Blake G. Radiation dose measurements for bone densitometry. Hologic1995; 11: F-103.

[8] Njch CF, Boivinn CM, Apple K, and Temper D. Radiation dosimetery of a new densitometer, The Lunar Expert (11th International Bone Density Workshop). Glemeden Beach 1995; 58.

[9] Royal college of radiologist and National radiological Protection Board. Patient dose reduction in diagnostic radiology (documents of the NRPB).1990, London: HMSO, 1: 3.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

[10] Steel SA, Baker AJ, Saunderson JR. An assessment of the radiation dose to patients and staff from a Lunar Expert-XL fan beam. Physiol Meas 1998; 19: 17-26.

[11] Popovic M, McNiell FE, Webber CE, Chettle DR. The effect of lead in bone densitometry. NIMB Beam intractions with materials and atoms 2004; 213: 599-602.

[12] Culton N, Pocock N. Evaluation of three spine phantoms for DXA QC. Bone 2000; 27: 48S.

[13] Dequeker J, Pearson J, Reeves J, Henley M, Bright J, Felsenberg D, et al. Dual x-ray absorptiometry-cross calibration and normative reference ranges for the spin: Results of a European Community Concerted action. Bone 1995; 17: 247-254 .

[14] Kalender WA, Felsenberg D, Genant HK, Fischer M, Dequeker J, Reeve J. The European spine phantom-a tool for standardization quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. Eur J Radiol 1995; 20: 83-92.

[15] Abrahamsen B, Gram J, Hansen TB, Beck-Nielsen H. Cross calibration of QDR-2000 and QDR-1000 dual energy X-ray densitometers for bone mineral and soft tissue measurements. Bone 1995; 16: 385-390.

[16] Njeh CF, Samat SB, Nightingale A, Mcneil EA, Boivin CM. Radiation dose and in vitro precision in paediatric bone mineral density measurement using dual x-ray absorptiometry. Br J Radiol 1997; 70: 719-722 .

[17] Njeh CF, Apple K, Temperton DH, Boivin CM. Radiological assessment of a new bone densitometer-the Lunar EXPERT. Br J Radiol 1996; 69: 335-340.

[18] Blake GM, Patel R, Lewis MK, Batchelor S. New generation dual X- ray absorptiometry: a comparison of pencil beam and fan beam systems. Br J Radiol 1996; 11: S157.

[19] Damilakis J, Perisinakis K, Vrahoriti H, Kontakis G, Varveris H, Gourtsoyiannis N. Embryo/ fetus radiation dose and risk from dual x-ray absorptiometry examinations. Osteo Int 2002; 13: 716-722.

[20] Hughes JS, Shaw KB, O'Riordan MC. Radiation exposure of the UK population: 1998 review. National Radiation Protection Board (Report NRPB-R227), London: HMSO, 1989 .

[21] Koo WWK, Walters J, Bush A J. Technical considerations of dual energy X ray absorptiometry based bone mineral measurements for paediatric studies. J Bone Miner Res 1995; 10: 1998-2004.

[22] Hart D, Jones DG, Wall BF. Coefficient for estimating effective doses from paediatric X-ray examinations (NRPB-R279). London: HMSO, 1996.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

Depth dose of critical organs of phantom based on surface dose exposed with Dual X-ray absorptiometry: pencil beam using TLD dosimetry

Ali Akbar Sharafi (Ph.D)[1], Manijhe Mokhtari-Dizaji (Ph.D)[2*]., Narges Mokhlesian (M.Sc)[3], Bagher Larijani (M.D)[4], Anoshirvan Kazemnejad (Ph.D)[5]

1. Dept. of Radiology , Iran Medical Sciences University, Tehran, Iran.
2. Dept. of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
3. Unit of Research Sciences, Azad University, Tehran, Iran.
4. Metabolism and Endocrine Research Center, Tehran Medical Sciences University, Tehran, Iran.
5. Dept. of Biostatistical, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

(Received: 15Oct 2008 Accepted: 24 Jun 2009)

Introduction: Dual X-ray absorptiometry (DXA) is one of the most widely used techniques for non-invasive assessment of bone status. Radiation dosimetry is well established technique for pencil beam and fan beam DXA system, for the assessment of the surface absorbed dose. No published assessment of the absorbed dose for the various depths of the critical organs such as the thyroid and uterus was found. Therefore, in this study, we measured the surface dose and depth dose of critical organs to determine the correlation between the depth dose and the surface dose.

Materials and Methods: A Lunar DPX-MD (pencil beam) system was used in this study. An anthropomorphic phantom was designed. AP spine and femur scan modes were used to measure the surface and depth doses of the thyroid left and right lobes and uterus in various deeps and scan centers. TLDs-400 were placed at the surface, near the source and also inserted at different depths in thyroid and uterus of the anthropomorphic phantom. Absorbed doses were measured on the phantom for AP spine and femur scans. The correlation between the absorbed dose and the depth was found using the linear regression analysis.

Results: There was no significant correlation between the depth dose and the scan center dose except in the femur scan. AP spine effective dose were calculated as 0.064, 0.059, 0.061 and 0.242 μSv for thyroid left, right lobes, uterus and ovary, respectively.

Conclusion: It is concluded that there is significant correlation between the surface and the dose of various depths of the scanned sections.

Key Words: Dual X-ray absorptiometry, Dosimetry, Phantom, Depth dose, Critical organs.

* Corresponding author: Fax: +98 21-88006544; Tel: 21-82883893
mokhtarm@modares.ac.ir

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]