

میزان دوز دریافتی زنان یائسه در دانسیتومتری استخوان به روش دگزا (DEXA) و رابطه‌ی آن با قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی

دکتر محمد رضا سلامت^۱، دکتر محمد باقر توکلی^۲، ایرج عابدی^۳

خلاصه

مقدمه: سنجش تراکم ماده‌ی معدنی استخوان در ارزیابی خطر شکستگی، تشخیص استئوپروز و پی‌گیری درمان مؤثر است. یکی از گسترده‌ترین روش‌های غیر تهاجمی جهت بررسی صحت استخوان، دگزا (جذب اشعه‌ی ایکس با دو انرژی) است که علت آن دوز دریافتی پایین بیماران، کیفیت تصاویر به دست آمده و ارزان تر بودن آن در مقایسه با دیگر روش‌های مذکور می‌باشد. خطرات اساسی تابش به بیمار در این روش، سرطان‌زایی و اثرات ژنتیکی است. بخش اساسی تضمین کیفیت در رادیولوژی تشخیصی، ارزیابی دوز دریافتی توسط بیماران می‌باشد.

روش‌ها: در این مطالعه، ۴۳ زن یائسه که به بخش دانسیتومتری استخوان بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان مراجعه نمودند، انتخاب شدند. جهت انجام دوزیمتری از دوزیمترهای ترمولومینسانس TLD-GR۲۰۰ استفاده شد.

یافته‌ها: آزمون همبستگی Pearson نشان داد که یک رابطه‌ی معنی‌داری بین دوز ورودی پوست با شاخص توده‌ی بدنی ($P < ۰/۰۰۱$ $r = ۰/۸۸۵$) و وزن ($P < ۰/۰۰۱$ $r = ۰/۷۴۵$) و یک رابطه‌ی معکوس با قد ($P < ۰/۰۴۷$ $r = -۰/۲۵۸$) وجود دارد. همچنین آزمون همبستگی Pearson یک رابطه‌ی معکوس بین دوز مؤثر با قد ($P < ۰/۰۰۱$ $r = -۰/۳۴۶$)، وزن ($P < ۰/۰۰۱$ $r = -۰/۸۱۱$) و شاخص توده‌ی بدنی ($P < ۰/۰۰۱$ $r = -۰/۶۵۱$) را نشان داد. مقدار متوسط دوز ورودی پوست ۰/۵۰ میکروسیورت (۰/۲۶-۰/۹۵ میکروسیورت) و مقدار متوسط دوز مؤثر بیماران ۹/۵۴ میکروسیورت (۷/۲۵-۱۲/۶۵ میکروسیورت) تعیین شد.

نتیجه‌گیری: ما یک رابطه‌ی معنی‌داری بین دوز ورودی پوست و مؤثر با قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی یافتیم. نتایج ما نشان داد که میزان دوز دریافتی بیماران در دانسیتومتری استخوان با استفاده از سیستم Norland XR_46 بسیار کم است که از میزان متوسط دوز دریافتی مردم ناشی از دوز زمینه در انگلیس (۷ میکروسیورت) کمتر می‌باشد.

واژگان کلیدی: دگزا، دز جذبی، زنان یائسه، پوکی استخوان، دزیمتری با ترمولومینسانس.

مقدمه

(Gd) بود، استفاده گردید (۴). به علت دوز جذبی بالای بیماران، زمان اسکن طولانی و کیفیت پایین تصویر به دست آمده، امروزه این دو روش کاربردی ندارند (۴). پیشرفت‌های بعدی منجر به معرفی روش‌هایی با استفاده از لامپ اشعه‌ی ایکس به جای چشمه‌ی رادیواکتیو شد که این روش‌ها شامل دگزا (جذب اشعه‌ی ایکس با دو انرژی) و توموگرافی کامپوتتری کمی است (۵).

سنجش دانسیته‌ی معدنی استخوان در ارزیابی خطر شکستگی، تشخیص استئوپروز و پی‌گیری درمان مؤثر است (۱-۲). روش‌های غیر تهاجمی جهت ارزیابی دانسیته‌ی استخوانی توسعه یافته است (۳). روش‌های اولیه‌ی سنجش دانسیته‌ی استخوان شامل سنجش جذب فوتون منفرد و سنجش جذب فوتون دوگانه بود که در این دو روش از چشمه‌های رادیواکتیو که اغلب گادولیم

^۱ استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲ استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

^۳ کارشناس ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

یکی از گسترده‌ترین روش‌های غیر تهاجمی جهت بررسی صحت استخوان، دگزا است (۴). استفاده از تابش با پرتوی باریک‌تر و سخت‌تر منجر به کاهش زمان اسکن، کاهش دوز دریافتی بیماران و بهبود رزولوشن تصویر از ۲ میلی‌متر به ۱ میلی‌متر می‌شود (۶). در سال‌های اخیر این تکنیک پیشرفت چشمگیری داشته است؛ به طوری که در سیستم‌های کنونی جهت کاهش زمان، به جای استفاده از پرتوی قلمی شکل، از پرتوی بادبزنی و پرتوی مخروطی شکل استفاده می‌شود. اگر چه استفاده از پرتوی مخروطی و بادبزنی منجر به کاهش زمان اسکن می‌شود ولیکن دوز دریافتی توسط بیماران نیز افزایش می‌یابد (۵). مکان مناسب در بزرگسالان جهت انجام این آزمایش، مهره‌های کمری (L₁-L₄)، گردن استخوان ران، استخوان رادیوس و هیپ می‌باشد (۷). اکثر بیماران مراجعه کننده جهت این آزمایش زنان یائسه هستند (۶). مناسب‌ترین محل در زنان یائسه برای انجام این آزمایش، مهره‌های کمری است که این به علت تأثیر سن و یائسگی روی این ناحیه می‌باشد (۵).

بخش اساسی تضمین کیفیت در رادیولوژی تشخیصی، ارزیابی دوز دریافتی توسط بیماران است (۸). تأثیر اساسی تابش یونیزان بر بیماران در این روش، اثرات آماری اشعه می‌باشد. بنابراین هر تابشی به بیمار احتمال خطری را به دنبال دارد (۹). در دوزهای پایین، نظیر همین روش، خطرات اساسی تابش به بیمار سرطان‌زایی و اثرات ژنتیکی می‌باشد (۱۰). کارخانجات سازنده این سیستم‌ها، دوز دریافتی بیماران را بر حسب دوز ورودی پوست بیان می‌کنند، اما دوز ورودی پوست، کمیت مناسبی برای ارزیابی خطرات کلی ناشی از تابش به وسیله‌ی یک روش تشخیصی نمی‌باشد (۳).

دوز مؤثر کمیت مناسب برای ارزیابی خطرات کلی تابش است (۱۱). با توجه به این که در محدوده تابشی مهره‌های کمری، بخش‌هایی از معده، کبد، روده‌ی بزرگ و کوچک و مثانه قرار دارد که اغلب به اشعه حساس هستند، لذا اندازه‌گیری مقدار دوز دریافتی توسط بیماران اهمیت ویژه‌ای دارد. اکثر مطالعات انجام شده در دوزیمتری این روش تشخیصی، مقایسه‌ی دوز سطحی دریافتی با استفاده از پرتوی قلمی شکل و بادبزنی بوده است (۱۲، ۶). دوز دریافتی بیماران (ورودی پوست و مؤثر ارگان‌ها) در این سیستم‌ها نشان دهنده‌ی این موضوع است که دوز دریافتی بیماران در این روش بسیار کمتر از رادیوگرافی معمولی است (۱۳-۱۴). با این وجود هنوز هیچ مطالعه‌ای دوز دریافتی بیماران را با استفاده از سیستم Norland XR_46 گزارش نکرده است. تنها گزارش موجود از طرف شرکت سازنده بوده است که مقدار دوز ورودی پوست را ۲۰ میکروسیورت و دوز مؤثر ارگان‌های بیماران در اسکن مهره‌های کمری را ۰/۲ میکروسیورت گزارش کرده است (۵). در تمام این مطالعات جهت اندازه‌گیری دوز سطحی و مؤثر از فانتوم معادل بافت استفاده شده است (۱۵، ۷-۶).

هدف از انجام این مطالعه، تعیین دوز دریافتی بیماران با استفاده از سیستم Norland XR_46 و رابطه‌ی آن با قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی و نیز ارزیابی خطر برای بیماران در این روش بود.

روش‌ها

در این مطالعه ۴۳ زن یائسه‌ای که به بخش پوکی استخوان بیمارستان سیدالشهدای (ع) اصفهان مراجعه کردند و گرافی سی تی اسکن از ناحیه‌ی شکم داشتند،

میکروسیورت در دقیقه می‌باشد. لذا این دوزیمترها را به مدت ۴ دقیقه در اطراف سر دستگاه قرار دادیم. سپس هر کدام از این دوزیمترها با استفاده از دستگاه خوانش (TLD reader, NE Technology LTD Solaro 2A) خوانده شد.

پس از خوانش دوزیمترها، فاکتور تصحیح فردی برای هر کدام از آن‌ها محاسبه شد. فاکتور تصحیح فردی هر دوزیمتر عبارت است از حاصل تقسیم میانگین شمارش تصحیح شده به شمارش تصحیح شده‌ی هر دوزیمتر. با توجه به این که از هر دو کانال دستگاه خوانش استفاده شد، میانگین شمارش تصحیح شده برای هر کانال به صورت جداگانه منظور گردید.

$$\text{میانگین شمارش تصحیح شده ی دوزیمترها} = \frac{\text{فاکتور کالیبراسیون فردی}}{\text{شمارش تصحیح شده ی هر دوزیمتر}}$$

این فاکتور تفاوت هر کدام از دوزیمترها را نسبت به بقیه در محاسبه دوز، منظور خواهد کرد.

برای کالیبراسیون گروهی و پیدا کردن فاکتور تصحیح گروهی، تعداد ۳۰ عدد دوزیمتر ترمولومینسانس را به ۱۰ گروه ۳ تایی تقسیم کردیم. به ۹ گروه از این دوزیمترها به ترتیب دوزهای ۱، ۳، ۵، ۷، ۹، ۱۱، ۱۳، ۱۵ و ۱۷ میکروسیورت در دقیقه داده شد و برای به دست آوردن مقدار دوز زمینه‌ی یک گروه ۳ تایی بدون هیچ گونه تابشی خوانده شد.

در عمل، هر گروه ۳ تایی به شکل متقارن در مقابل چشمه قرار گرفت و با توجه به مقدار دوز، مدت زمان مشخصی تحت تابش چشمه‌ی کبالت بود. مدت زمانی که هر گروه ۳ تایی باید تحت تابش قرار گیرند با استفاده از فرمول محاسبه‌ی زمان درمان محاسبه گردید و به این ترتیب زمان‌های تابش به ترتیب ۱، ۶، ۱۰، ۱۴، ۱۸، ۲۲، ۲۶، ۳۰ و ۳۴ دقیقه به دست آمد.

مورد بررسی قرار گرفتند. برای تعیین دوزیمتری بیماران ابتدا لیستی از مشخصات بیماران شامل قد، وزن، شاخص توده‌ی بدنی و ضخامت شکم به همراه یک فرم رضایت‌نامه تهیه شد.

سیستم مورد استفاده در این مطالعه، دستگاه Norland XR_46 بود. این سیستم از لامپ اشعه‌ی ایکس با اختلاف پتانسیل ۱۰۰ کیلوولت و جریان ۱ تا ۳ میلی‌آمپر برای تولید پرتوی ایکس استفاده می‌کند. اشعه‌ی ایکس تولید شده از یک کولیماتور ثابت جهت ایجاد پرتوی قلمی شکل، عبور داده می‌شود. سپس این پرتو از بدن بیمار عبور کرده، به دکتور می‌رسد. با توجه به این که فوتون ایکس، هم از بافت نرم و هم از استخوان عبور می‌کند باعث تضعیف متفاوت پرتوی ایکس شده که با اندازه‌گیری ضریب پرتوی ایکس عبوری از هر دو بافت، مقدار دانسیته‌ی استخوانی ناحیه‌ی مورد تابش به دست می‌آید (۱۶).

دوزیمتری بیماران با استفاده از دوزیمتر ترمولومینسانس (TLD-GR۲۰۰) صورت گرفت که یکنواختی قابل قبولی در دوزهای پایین (۱۷-۱۸) و عامل معادل بافت بهتر در مقایسه با دیگر دوزیمترهای ترمولومینسانس دارد (۱۹). دوزیمترهای ترمولومینسانس را در ابتدا باید توسط چشمه‌ی کبالت-۶۰ کالیبره کرد. کالیبراسیون دوزیمترها با استفاده از چشمه کبالت-۶۰ در بیمارستان سیدالشهدا (ع) و در دو مرحله‌ی کالیبراسیون فردی و گروهی انجام شد.

در کالیبراسیون فردی و برای پیدا کردن فاکتور تصحیح فردی هر کدام از دوزیمترهای مورد استفاده، تعداد ۳۰ عدد دوزیمتر ترمولومینسانس را در اطراف سر دستگاه کبالت-۶۰ قرار دادیم. انرژی اشعه‌ی گاما در اطراف سر دستگاه در هنگامی که دستگاه خاموش است، برابر با ۰/۵

کمیت‌های بین‌المللی حفاظت در رادیولوژی (International commission on radiological protection) یا ICRP دوز معادل بافت را با رابطه‌ی زیر معرفی می‌نماید (۲۲).

$$HT = \sum W_R D_{T,R}$$

که در آن R و DT متوسط دوز جذبی بافت از تابش اشعه‌ی به خصوص و WR فاکتور توزین اشعه است که برای اشعه‌ی ایکس مقدار آن برابر یک می‌باشد. سرانجام با در نظر گرفتن مقدار فاکتور توزین بافت (WT)، ICRP مقدار دوز مؤثر را با استفاده از رابطه‌ی زیر معرفی می‌نماید (۲۳).

$$ED = \sum W_T W_R D_{T,R}$$

مقدار دوز مؤثر در رادیولوژی تشخیصی به عنوان سنجشی از مقدار تابش جزئی از بدن بر حسب تابش کل بدن مؤثر است (۲۰).

یافته‌ها

پس از خوانش دوزیمترها، نمودار شمارش تصحیح شده بر حسب دوز با استفاده از نرم‌افزار اکسل و برای هر کانال به طور جداگانه (شکل ۱) رسم شد و مقادیر فاکتور کالیبراسیون گروهی و دوز زمینه برای هر کانال به طور جداگانه محاسبه گردید.

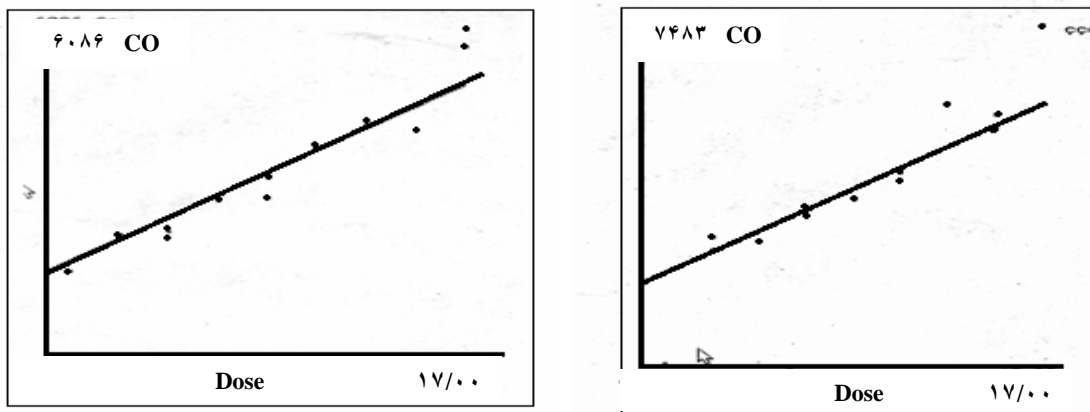
به علت این که از هر دو کانال دستگاه خوانش استفاده شد، فاکتور کالیبراسیون گروهی و مقدار دوز زمینه برای هر کانال به صورت جداگانه محاسبه گردید. به این ترتیب مقادیر فاکتورهای کالیبراسیون گروهی برای کانال A و B به ترتیب برابر با ۰/۰۰۴۳۳۸۴ و ۰/۰۰۴۹۱۰۴ میکروسیورت در cc (μSv/cc) به دست آمد. همچنین مقادیر دوز زمینه برای این دو کانال به ترتیب ۷/۹۵۸۹ و ۷/۷۰۰۶ میکروسیورت محاسبه گردید.

فاکتور کالیبراسیون فردی X شمارش تصحیح شده = $\frac{\text{دوز}}{\text{فاکتور کالیبراسیون گروهی}}$
 برای اندازه‌گیری دوز پوست، تعداد ۶ عدد دوزیمترهای ترمولومینسانس که در یک پوشش پلاستیکی قرار داشت را بر روی سطح شکم بیماران و در محدوده تابش قرار دادیم. این ۶ عدد دوزیمترهای ترمولومینسانس به شکل سه جفت دوتایی مورد استفاده قرار گرفت. پس از انجام اسکن، دوزیمترهای ترمولومینسانس را خواندیم. مقدار دوز ورودی پوست با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست آمد.
 فاکتور کالیبراسیون فردی و گروهی X (شمارش تصحیح شده‌ی دوز - شمارش دوز زمینه) = دوز ورودی پوست

دوز ورودی پوست اهمیت بیولوژیکی کمی در رابطه با خطرات ناشی از تابش دارد، اما با استفاده از آن و یک فاکتور تبدیل مناسب می‌توانیم مقدار دوز مؤثر بیماران را محاسبه نماییم. دوز مؤثر بر حسب دوز جذبی عضلات و بافت نرم مشخص می‌شود (۲۰). دوز مؤثر با استفاده از دوز ورودی پوست و گرافی سی‌تی اسکن شکم بیماران (برای محاسبه‌ی ضخامت بافت‌هایی که از پوست تا ارگان مورد نظر قرار دارند) به دست آمد. سپس با استفاده از ضریب تضعیف خطی عضله و بافت نرم، مقدار دوز مؤثر ارگان‌ها را به دست آوردیم. ابتدا مقدار اشعه‌ی رسیده به عمق ارگان مورد نظر را محاسبه کردیم که این کار با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست آمد:

$$I = I_0 e^{-(\mu_m x_m + \mu_f x_f)}$$

که در آن I و I₀ به ترتیب مقدار اشعه در سطح پوست و عمق ارگان، X_m و X_f ضخامت عضله و بافت نرم و μ_m و μ_f ضریب تضعیف خطی عضله و بافت نرم می‌باشد (۲۱).



شکل ۱. کالیبراسیون گروهی کانال A و B در این نمودار، محور افقی مقادیر دوز داده شده به هر گروه است و محور عمودی، میانگین شمارش تصحیح شده ضرب در فاکتور کالیبراسیون فردی مربوطه به هر دوزیمتر است که برای هر ۳ دوزیمتر مربوط به یک گروه محاسبه شد. فاکتور کالیبراسیون گروهی با استفاده از شیب و مقدار دوز زمینه با استفاده از قطع محور دوز توسط خط به دست آمد.

میان ارگان‌ها، در نمای قدامی- خلفی ستون مهره‌ها داشت. غدد فوق کلیوی و کلیه‌ها، پس از روده‌ی کوچک، بیشترین سهم را از دوز دریافتی داشتند. آزمون همبستگی Pearson یک رابطه‌ی مستقیم بین دوز ورودی پوست با شاخص توده‌ی بدنی ($r = ۰/۸۸۵$ ، $P < ۰/۰۰۱$) و وزن ($r = ۰/۷۴۵$ ، $P < ۰/۰۰۱$) و یک رابطه‌ی معکوس با قد ($r = -۰/۲۵۸$ ، $P < ۰/۰۰۱$) را نشان داد.

میانگین قد بیماران مورد بررسی $۱۵۶/۰۰ \pm ۶/۰۲$ سانتی‌متر و وزن آن‌ها $۶۹/۲۰ \pm ۱۰/۰۶$ کیلوگرم بود. شاخص توده‌ی بدنی آن‌ها از تقسیم وزن بر مجذور قد محاسبه شد و میانگین آن $۲۸/۵۷ \pm ۴/۱۶$ کیلوگرم بر سانتی‌متر مربع بود. دوز ورودی پوست و مؤثر بیماران در نمای قدامی- خلفی ستون مهره‌ها به ترتیب $۱/۰۲ \pm ۹/۵۴$ و $۰/۱۹ \pm ۰/۵۰$ میکروسیورت بود. روده‌ی کوچک بیشترین سهم را از دوز دریافتی در

جدول ۱. نتایج حاصل از همبستگی Pearson برای تعیین میزان اثر شاخص‌های مورد بررسی

قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	دوز ورودی پوست (میکروسیورت)	دوز مؤثر (میکروسیورت)
همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی
۰/۲۶۵	۰/۸۴۸	۰/۸۸۵	۰/۵۱۳	۰/۵۱۳
سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری
۰/۰۸۶	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱
شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	دوز ورودی پوست (میکروسیورت)	دوز مؤثر (میکروسیورت)
همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی
-۰/۲۶۱	۰/۸۴۸	۰/۸۸۵	۰/۶۵۱	۰/۳۴۶
سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری
۰/۰۹۰	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۲۳
دوز ورودی پوست (میکروسیورت)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	دوز ورودی پوست (میکروسیورت)	دوز مؤثر (میکروسیورت)
همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی
-۰/۲۵۸	۰/۷۴۵	۰/۸۸۵	۰/۶۵۱	۰/۳۴۶
سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری
۰/۰۹۵	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۲۳
دوز مؤثر (میکروسیورت)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	دوز ورودی پوست (میکروسیورت)	دوز مؤثر (میکروسیورت)
همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی	همبستگی
-۰/۳۴۶	۰/۸۱۱	۰/۸۸۵	۰/۶۵۱	۰/۳۴۶
سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری	سطح معنی‌داری
< ۰/۰۲۳	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۲۳

اسکن مهره‌های کمری، مقدار متوسط دوز ورودی پوست و مقدار متوسط دوز ارگان‌ها از مقادیر اعلام شده توسط شرکت سازنده (۲۰ میکروسیورت) کمتر بود. Blake و همکاران در مطالعه‌ای با استفاده از سیستم هالوژیک (Hologic) مقدار دوز ورودی پوست را ۳۰ میکروسیورت و مقدار دوز مؤثر بیماران در اسکن مهره‌های کمری را ۶/۷ میکروسیورت گزارش کردند (۱۶). Njeh و همکاران در مطالعه‌ای دیگر با استفاده از سیستم لونار (Lunar DPX-L) مقدار دوز ورودی پوست را ۶ میکروسیورت و مقدار دوز مؤثر بیماران را در اسکن مهره‌های کمری ۰/۲۱ میکروسیورت گزارش کردند (۴). در مطالعه‌ای دیگر که توسط Huda و Morin انجام شد، مقدار دوز مؤثر بیماران ۲/۵ میکروسیورت گزارش شد (۱۴). با این وجود هنوز هیچ مطالعه‌ای دوز دریافتی بیماران را با استفاده از سیستم Norland XR_46 گزارش نکرده است.

با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان گفت که دانسیتومتری استخوان با استفاده از سیستم Norland XR_46 از مقدار دوز در رادیولوژی معمولی و حتی از مقدار متوسط روزانه‌ی دوز زمینه در کشور انگلیس (۷ میکروسیورت) هم کمتر است (۲۳).

همچنین این آزمون رابطه‌ی معنی‌داری را بین دوز مؤثر با شاخص توده‌ی بدنی ($r = -0.651$, $P < 0.001$)، قد ($r = -0.346$, $P < 0.001$) و وزن ($r = -0.811$, $P < 0.001$) نشان داد. بنابراین، آنالیز رگرسیون خطی انجام شد. نتایج حاصل از آنالیز رگرسیون خطی در جدول آورده شده است. پس از انجام آنالیز رگرسیون خطی، تابع رگرسیون خطی بین دوز ورودی پوست و دوز مؤثر با قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی با معادله‌ی زیر بیان شد.

شاخص توده‌ی بدنی $0.22 + 3.31 =$ دوز ورودی پوست

شاخص توده‌ی بدنی $0.37 - 0.18 - 0.18 =$ دوز ورودی مؤثر

بحث

در این مطالعه یک رابطه‌ی معنی‌دار مستقیم بین دوز ورودی پوست با شاخص توده‌ی بدنی و وزن و یک رابطه‌ی معکوس با قد یافتیم. همچنین آزمون همبستگی Pearson نشان داد که یک رابطه‌ی معنی‌دار بین دوز مؤثر با شاخص توده‌ی بدنی، قد و وزن وجود داشت که این می‌تواند به علت افزایش ضخامت بافت‌های ناحیه‌ی شکم باشد. در نمای قدامی - خلفی

References

1. Blinov NN, Gubenko MB, Utkin PM. Development of equipment for bone densitometry. Med Tekh 2002; (5): 36-40.
2. Diez F. Guidelines for the diagnosis of osteoporosis by densitometric methods. J Manipulative Physiol Ther 2002; 25(6): 403-15.
3. Mokhtari-Dizaji M, Sharafi AA, Larijani B, Mokhlesian N, Hasanzadeh H. Estimating the absorbed dose to critical organs during dual X-ray absorptiometry. Korean J Radiol 2008; 9(2): 102-10.
4. 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(835): 719-27.
5. Laskey MA. Dual-energy X-ray absorptiometry and body composition. Nutrition 1996; 12(1): 45-51.
6. Eiken P, Barenholdt O, Bjorn JL, Gram J, Pors NS. Switching from DXA pencil-beam to fan-beam. I: Studies in vitro at four centers. Bone 1994; 15(6): 667-70.
7. National Osteoporosis Society. Position

- Statement on the Reporting of Dual X-ray Absorptiometry (DXA) Bone Mineral Density Scans. Bath, England: National Osteoporosis Society; 2002.
8. Azevedo JP, de Oliveira MG, Cunha CJ, Valerio ME, Souza DN. Dose evaluation in paediatric radiology and adult bone densitometry examinations. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; 120(1-4): 91-4.
 9. Boudousq V, Kotzki PO, Dinten JM, Barrau C, Robert-Coutant C, Thomas E, et al. Total dose incurred by patients and staff from BMD measurement using a new 2D digital bone densitometer. *Osteoporos Int* 2003; 14(3): 263-9.
 10. Njeh CF, Fuerst T, Hans D, Blake GM, Genant HK. Radiation exposure in bone mineral density assessment. *Appl Radiat Isot* 1999; 50(1): 215-36.
 11. Eiken P, Kolthoff N, Barenholdt O, Hermansen F, Pors NS. Switching from DXA pencil-beam to fan-beam. II: Studies in vivo. *Bone* 1994; 15(6): 671-6.
 12. Steel SA, Baker AJ, Saunderson JR. An assessment of the radiation dose to patients and staff from a Lunar Expert-XL fan beam densitometer. *Physiol Meas* 1998; 19(1): 17-26.
 13. Kerr IH. Patient dose reduction in diagnostic radiology. *Clin Radiol* 1991; 43(1): 2-3.
 14. Huda W, Morin RL. Patient doses in bone mineral densitometry. *Br J Radiol* 1996; 69(821): 422-5.
 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(3): 385-90.
 16. Blake GM, Wahner HW, Fogelman I. The evaluation of osteoporosis: Dual Energy X-ray Absorptiometry and Ultrasound in Clinical Practice. 2nd ed. New York: Informa Healthcare; 1998.
 17. Stochioiu A, Mihai A, Scarlat F. A new passive dosimetric system with thermo luminescent LiF: Mg, Cu, P detectors applied in individual radiation monitoring. *Journal of optoelectronics and advanced materials. Journal of optoelectronics and advanced materials* 2011; 8(4): 1545-51.
 18. Duggan L, Kron T. Dose Linearity of LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P in Radiotherapy: Effect of Time Between Dose and Evaluation. *Radiation Protection Dosimetry* 1999; 85(1-4): 397-400.
 19. Duggan L, Sathiakumar C, Warren-Forward H, Symonds M, McConnell P, Smith T, et al. Suitability of LiF:Mg,Cu,P and Al₂O₃:C for Low Dose Measurements in Medical Imaging. *Radiation Protection Dosimetry* 1999; 85(1-4): 425-8.
 20. Ciraj O, Markovic S, Kosutic D. Patient dosimetry in diagnostic radiology. *Nuclear Technology and Radiation Protection* 2003; 18(1): 36-41.
 21. Khan FM. *The Physics of Radiation Therapy*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
 22. International Commission on Radiological Protection (ICRP). 1990: Recommendations of the ICRP, Publication 60, Annals ICRP 21. Oxford: Pergamon Press; 1991.
 23. Hughes JS, Shaw KB, O'Riordan MC. Radiation Exposure of the UK Population: 1988 Review (Report NRPB-R279). London: National Radiation Protection Board; 1989. p. 32-6.

The Absorbed Dose by Postmenopausal Women Using Bone Mineral Densitometry in Dual Energy X-Ray Absorptiometry and Its Relationship with Height, Weight and Body Mass Index

Mohammad Reza Salamat PhD¹, Mohammad Bagher Tavakoli PhD², Iraj Abedi MSc³

Abstract

Background: The purpose of this study was to assess the entrance surface dose (ESD) and effective doses (ED) in postmenopausal women using dual energy X-ray absorptiometry (DXA). It also tried to determine the correlations between ESD and ED and height, weight and body mass index (BMI).

Methods: Thermo luminescent dosimeters (TLD-GR200) and abdominal CT scans were used for patient dosimetry. The correlation coefficients and regression analysis was applied for 43 postmenopausal women who referred to Seyed Alshohada Hospital in Isfahan.

Findings: Pearson's correlation analysis showed that there was a significant correlation between ESD and BMI ($r = 0.885$; $P < 0.001$) and weight ($r = 0.745$; $P < 0.001$). However, there was an indirect correlation between ESD and height ($r = -0.258$; $P = 0.047$). Pearson's correlation analysis also showed an indirect correlation between ED and BMI ($r = -0.651$; $P < 0.001$), height ($r = -0.346$; $P < 0.001$) and weight ($r = -0.811$; $P < 0.001$). Mean values of ED and ESD were respectively determined as $0.50 \mu\text{Sv}$ ($0.26-0.95$) and $9.54 \mu\text{Sv}$ ($7.25-12.65$) for the anterior posterior (AP) spine scans.

Conclusion: Our results showed that the exposure in bone densitometry with a Norland XR-46 system was very low ($0.50 \mu\text{Sv}$). In fact, these values were much lower than the average daily background in the UK ($7 \mu\text{Sv}$).

Keywords: Absorbed dose, Dual energy X-Ray absorptiometry, Body mass index.

¹ Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

² Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

³ Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Corresponding Author: Mohammad Reza Salamat PhD, Email: salamat@med.mui.ac.ir