

## بررسی تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر نتایج تراکم معدنی استخوان به روش

## (DXA) Dual-Energy X-Ray Absorptiometry

محمدرضا سلامت<sup>۱</sup>، افسانه کشاورز<sup>۲</sup>، امیرحسین سلامت<sup>۳</sup>، احمد شائنی<sup>۴</sup>

## مقاله پژوهشی

## چکیده

**مقدمه:** ارزیابی تراکم ماده‌ی معدنی استخوان (Bone mineral density یا BMD) با استفاده از روش جذب اشعه‌ی ایکس با انرژی دوگانه (DXA) یا (Dual-energy X-ray absorptiometry) نقش مهمی در تشخیص و روند پاسخ به درمان پوکی استخوان ایفا می‌کند. تغییرات ضخامت بافت نرم، می‌تواند موجب خطاهای احتمالی در مقادیر استخوانی روش DXA گردد. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر بافت نرم بر تراکم استخوانی به روش DXA می‌باشد.

**روش‌ها:** با طراحی فانتوم ستون فقرات کمری که در آن از مواد معادل استخوان (آلومینیوم) و بافت نرم (پلکسی گلاس) استفاده شد، افراد با وضعیت‌های متفاوت استخوانی (طبیعی، استئوپنی، استئوپروز) و ضخامت‌های شکمی گوناگون شبیه‌سازی شدند. تعداد ۴۵ اسکن DXA با استفاده از دستگاه Norland XR-46 تهیه گردید. مقادیر BMD، محتوای ماده‌ی معدنی استخوان (BMC یا Bone mineral content) و ناحیه‌ی استخوانی (BA یا Bone area) از طریق ضریب همبستگی Pearson و آنالیز رگرسیون با استفاده از نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

**یافته‌ها:** آزمون همبستگی Pearson نشان داد که تغییرات ضخامت بافت نرم، با هیچ یک از کمیت‌های BMC، BMD و BA رابطه‌ی آماری معنی‌داری ندارد ( $P > 0.05$ ). با استفاده از رگرسیون ناپارامتریک، مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر روی کمیت‌های BMC و BMD تأثیر دارد ( $P < 0.05$ ), اما بر روی کمیت BA هیچ تأثیر معنی‌داری ندارد ( $P > 0.05$ ).

**نتیجه‌گیری:** تغییرات ضخامت بافت نرم، تأثیر مستقیم اندکی (کمتر از ۱ درصد) بر تراکم استخوانی داشت. بنا بر این، میزان خطای ناشی از تغییرات بافت نرم در سیستم DXA مورد بررسی در این مطالعه، قابل صرف‌نظر است.

**واژگان کلیدی:** بافت نرم، روش Dual-energy x-ray absorptiometry، تراکم معدنی استخوانی

**ارجاع:** سلامت محمدرضا، کشاورز افسانه، سلامت امیرحسین، شائنی احمد. بررسی تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر نتایج تراکم معدنی استخوان

به روش (DXA) Dual-Energy X-Ray Absorptiometry. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۷۸): ۳۴۷-۳۵۴

تکنیک دست‌یابی به وضعیت اسکلتی بیماران و تعیین ترکیبات بدن بنیان‌گذاری شده است (۴-۶). از این رو، روش پیش‌گفته به عنوان معیاری برای تشخیص پوکی استخوان از سوی سازمان بهداشت جهانی (WHO یا World Health Organization) معرفی شده است (۷-۸).

روش DXA برای شناسایی افرادی که در معرض شکستگی استخوان قرار دارند، یک روش ساده، بی‌خطر و مقرون به صرفه

## مقدمه

پوکی استخوان، به عنوان یک بیماری با نرخ گسترش بالا در بین جوامع مختلف و همچنین ایران شناخته شده است (۱-۲). سنجش تراکم ماده‌ی معدنی استخوان به عنوان آزمایش تشخیص شکستگی‌های ناشی از استئوپروز و تصمیم‌گیری درباره‌ی شروع درمان‌های دارویی شناخته شده است (۳). روش جذب اشعه‌ی ایکس با انرژی دوگانه (DXA) یا (Dual-energy X-ray absorptiometry)، به عنوان گسترده‌ترین

۱- دانشیار، مرکز تحقیقات بیوسنسور و گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و مرکز تشخیص پوکی استخوان اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۳- مرکز تشخیص پوکی استخوان اصفهان، اصفهان، ایران

۴- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: shanei@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: احمد شائنی

## روش‌ها

مطالعه‌ی حاضر، یک بررسی تحلیلی از نوع همبستگی بود. در ناحیه‌ی آناتومیک مهره‌های کمری در بدن انسان، بافت‌های مختلفی وجود دارد که شامل بافت نرم (پوست، عضلات و چربی‌های شکمی) و استخوان‌ها (مهره‌های کمری) می‌باشد. بنا بر این، در طراحی فانتوم این ناحیه، حداقل دو ماده‌ی متفاوت یکی معادل استخوان و دیگری معادل بافت نرم، باید در نظر گرفته شود. برای انتخاب نوع، ابعاد و نحوه‌ی قرارگیری مواد به کار رفته در فانتوم مورد استفاده، مراحل زیر انجام گرفت:

ساخت فانتوم معادل ستون فقرات: به علت نزدیک بودن عدد اتمی آلومینیوم به استخوان و در نتیجه مشابه بودن خصوصیات جذب، پراکندگی و عبور اشعه از آن، ماده‌ی معادل مناسبی برای استخوان به شمار می‌رود. با توجه به ابعاد آناتومیک مهره‌های کمری و همچنین ابعاد به کار گرفته شده در فانتوم‌های ساخته شده از جنس آلومینیوم، قطعه‌ی مستطیلی آلومینیوم با ابعاد  $16 \times 4 \text{ cm}^2$  مناسب می‌باشد (۱۵).

برای تعیین ضخامت صفحات آلومینیوم از روی نمودار BMD سیستم DXA مورد مطالعه، می‌توان به تراکم استخوانی مربوط به حالت‌های مختلف استخوانی (طبیعی، استئوپنی و استئوپروز) دست یافت. با در اختیار داشتن حدود تراکم استخوانی مربوط به سه حالت و ضخامت‌های معادل هر یک، با تهیه‌ی اسکن از ورقه‌های آلومینیوم و تطبیق حدود تراکم مربوط به آن به دست می‌آید. بنا بر این، چندین ورقه‌ی آلومینیوم با ضخامت ۲ mm با ابعاد  $16 \times 4 \text{ cm}^2$  تهیه گردید. سپس، یکی از قطعات در وسط تخت قرار گرفت و از آن اسکن گرفته شد که تراکمی در حدود  $0.21 \text{ g/cm}^2$  داشت. بدون تغییر در شرایط، یک ورق ۲ mm آلومینیوم دیگر روی ورق قبلی گذاشته شد تا مجموع ضخامت آن ۴ mm گردد و به همین ترتیب، ادامه داده شد. در نهایت، ضخامت ۴ mm آلومینیوم با تراکم  $0.492 \text{ g/cm}^2$  معادل حالت استئوپروتیک، ضخامت ۶ mm آلومینیوم با تراکم  $0.732 \text{ g/cm}^2$  معادل حالت استئوپنیک و ضخامت ۸ mm آلومینیوم با تراکم  $0.9721 \text{ g/cm}^2$  معادل حالت طبیعی به دست آمد.

ماده‌ی معادل بافت نرم با توجه به مطالعات قبلی و مواد مورد استفاده در انواع فانتوم‌های ساخته شده در سیستم DXA، پلکسی گلاس به عنوان ماده‌ی معادل بافت نرم در نظر گرفته شد (۱۵). ابعاد ماده‌ی معادل بافت نرم باید اندکی بزرگ‌تر از ابعاد ماده‌ی معادل استخوان (آلومینیوم) در نظر گرفته شود تا به طور کامل آن را پوشش دهد. از این رو، ورقه‌های پلکسی گلاس با ابعاد  $20 \times 8 \text{ cm}^2$  تهیه گردید. به منظور بررسی تأثیرگذاری بافت نرم در نتایج BMD حاصل از روش DXA، باید ضخامت ورقه‌های پلکسی گلاس که روی

محسوب می‌شود. در واقع، این روش به عنوان پیش‌گیری قبل از درمان شکستگی‌های احتمالی در آینده مطرح می‌شود (۹-۱۰). دقت بالا و کالیبراسیون پایدار در این روش، امکان اندازه‌گیری تغییرات جزئی در تراکم استخوان را فراهم می‌آورد (۱۰-۱۳). از این رو، به منظور پاسخ‌گویی به درمان پوکی استخوان و ردیابی وضعیت بیماران طی یک یا دو سال پس از درمان، اسکن DXA پیشنهاد می‌شود (۱۴). اصول اساسی فیزیکی در روش DXA، بر اساس تخمین میزان اشعه‌ی عبوری از کل بدن یا به عبارتی میزان تضعیف اشعه توسط استخوان‌ها و بافت نرم می‌باشد. ضریب تضعیف اشعه‌ی ایکس، به انرژی فوتون و عدد اتمی اجزای سازنده‌ی ماده عبوری بستگی دارد. بنا بر این، در این روش، اشعه‌ی ایکس با انرژی زیاد (۷۰ kV) و کم (۴۰ kV) پس از عبور از بدن تضعیف می‌شود و در نهایت، محاسبات بر اساس تفریق انرژی کم (مربوط به تضعیف بافت نرم) از تضعیف کلی (استخوان و بافت نرم) انجام می‌گیرد که نتیجه‌ی آن، با عنوان ناحیه‌ی استخوانی (BA یا Bone area) شناخته می‌شود (۱۵).

تأثیر تضعیف بافت نرم بر نتایج سنجش ماده‌ی معدنی استخوانی حاصل از روش DXA در مقالات مختلف، نتایج متضادی را نشان می‌دهد (۱۶-۲۰) و احتمال وجود خطا در روش DXA به دلیل تأثیر ضخامت، ترکیب و عمق بافت وجود دارد (۲۰). بنا بر این، تغییر در وزن بدن و ترکیبات آن بر روی BMD (Bone mineral density) مؤثر است (۲۱). در نتیجه، هر چند روش DXA از دقت و صحت بالایی نسبت به روش‌های دیگر سنجش تراکم استخوان برخوردار است، اما با این حال، امکان گزارش تراکم استخوانی غیر واقعی نیز وجود دارد (۲۲)؛ مگر آن که خطاهای احتمالی ایجاد شده در حین انجام آزمایش، به شیوه‌ی مناسب کنترل گردد.

مهره‌های کمری و ابتدای استخوان ران، به عنوان مناطق ارجح در سنجش تراکم استخوان‌های مرکزی در نظر گرفته می‌شوند و این دو ناحیه به خصوص مهره‌های کمری در مسیر عبور از بافت نرم بیشتر و حتی به عنوان محل تجمع چربی به حساب می‌آید. این در حالی است که در بیشتر مراکز تشخیص پوکی استخوان، تمامی افراد با شرایط وزنی متفاوت که دارای وضعیت‌های استخوانی گوناگونی نیز می‌باشند، توسط یک دستگاه واحد DXA مورد بررسی قرار می‌گیرند. بنا بر این، احتمال ایجاد خطا در اندازه‌گیری ماده‌ی معدنی استخوان وجود دارد.

هدف از انجام مطالعه‌ی حاضر، این بود که با استفاده از یک فانتوم که در آن از مواد معادل استخوان و بافت نرم استفاده می‌شد، تأثیر وزن بدن، افزایش و کاهش آن در افراد با وضعیت‌های مختلف استخوانی (طبیعی، استئوپنی و استئوپروز) بررسی شود و از این طریق، دقت روش DXA مورد سنجش قرار گیرد و در صورت امکان، رابطه‌ی میان تغییرات مربوط به ضخامت بافت نرم و BMD ایجاد شود.

Aluminum content (BMC) Bone mineral content (BA) به دست آید. بلافاصله و بدون جابه‌جایی، ۳ لایه‌ی دیگر پلکسی گلاس به مجموعه‌ی قبلی اضافه شد تا مجموع صفحات پلکسی گلاس به ۶ لایه که نماینده‌ی بافت نرم در افراد لاغر است، رسید و به همین ترتیب، برای ضخامت شکمی افراد طبیعی، چاق و خیلی چاق، به ترتیب ۹، ۱۲ و ۱۵ لایه اضافه شد. با هر بار افزودن لایه‌ها، اسکن‌ها بدون جابه‌جایی گرفته شد و به منظور دقت بیشتر، هر اسکن ۳ بار تکرار گردید. بنا بر این، در مجموع ۴۵ اسکن به دست آمد که در نهایت، متوسط اندازه‌گیری‌ها برای بررسی‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت.

در ابتدا به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، آزمون Kolmogorov-Smirnov انجام شد. در این آزمون، اگر  $P < 0/050$  بود، فرض طبیعی بودن رد می‌شد و برای مقایسه‌ی داده‌ها، باید از آزمون‌های ناپارامتری استفاده می‌شد؛ به جز یک مورد، در بقیه موارد  $P < 0/050$  بود و به همین علت، کمیت‌های به دست آمده از هر اسکن (BMC، BMD و BA) از طریق ضریب همبستگی Pearson و آنالیز رگرسیون ناپارامتریک با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۰ (version 20, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

#### یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار پارامترهای اندازه‌گیری شده با استفاده از دستگاه Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) مدل Norland XR-46 در جدول ۱ آمده است.

آلومینیوم گذاشته می‌شود، قابل تغییر باشد تا نتایج مربوط به افزایش و کاهش آن با تهیه‌ی اسکن به دست آید. از این رو، با در نظر گرفتن افراد خیلی چاق تا خیلی لاغر، ۱۵ لایه‌ی پلکسی گلاس که ضخامت هر یک ۵ mm بود، تهیه شد. تعداد ۳، ۶، ۹، ۱۲ و ۱۵ لایه‌ی پلکسی گلاس به ترتیب نماینده‌ی ۵ گروه (خیلی لاغر، لاغر، طبیعی، چاق و خیلی چاق) در نظر گرفته شد.

روش انجام اسکن DXA بر روی فانتوم: با توجه به این که چربی‌های شکمی در ناحیه‌ی قدامی مهره‌ها قرار دارند، بنا بر این افزودن معادل‌های بافت نرم در ناحیه‌ی جلوی فانتوم صورت گرفت. همچنین، ضخامت بافت نرم بعد از مهره‌های کمری در قسمت خلفی بدن ثابت و تغییرات آن، اندک و قابل صرف نظر کردن است؛ از این رو، همیشه یک لایه‌ی ۵ mm پلکسی گلاس در زیر ورقه‌های آلومینیومی معادل در فانتوم قرار می‌گرفت. نحوه‌ی انجام آزمایش برای ضخامت ۴ mm (معادل حالت استئوپروتیک) به شرح زیر انجام گرفت و تمامی این مراحل برای دو ضخامت دیگر آلومینیوم (معادل‌های استئوپنیک و طبیعی) به صورت مشابه تکرار گردید.

ابتدا، یک لایه‌ی پلکسی گلاس به ضخامت ۵ mm روی میز اسکن قرار داده شد و سپس ضخامت ۴ mm آلومینیوم که معادل حالت استئوپروز بود، روی آن قرار گرفت. با اضافه کردن دو لایه‌ی پلکسی گلاس روی آن، مجموع لایه‌های پلکسی گلاس، به ۳ لایه که نماینده‌ی افراد بسیار لاغر بود، رسید و اسکن توسط دستگاه سنسجس تراکم استخوان (Norland XR-46 system; Cooper Surgical, Fort Atkinson, WI, USA) تهیه گردید تا پارامترهای BMD.

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار پارامترهای اندازه‌گیری شده با استفاده از دستگاه Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) مدل Norland XR-46

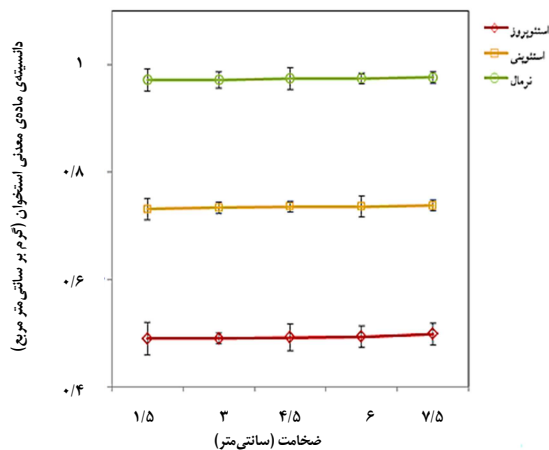
گروه	ضخامت بافت نرم (cm)	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	BA (cm <sup>2</sup> )
استئوپروز	۱/۵	۰/۴۸۸۷ ± ۰/۰۰۴۰	۳۳/۳۴ ± ۰/۲۸	۶۸/۰۰ ± ۰/۲۹
	۳/۰	۰/۴۸۹۶ ± ۰/۰۰۵۰	۳۳/۴۷ ± ۰/۵۷	۶۸/۳۷ ± ۰/۵۴
	۴/۵	۰/۴۹۱۳ ± ۰/۰۰۳۰	۳۳/۳۹ ± ۰/۳۸	۶۷/۹۴ ± ۰/۳۷
	۶/۰	۰/۴۹۲۵ ± ۰/۰۰۷۰	۳۳/۰۴ ± ۰/۵۱	۶۷/۵۲ ± ۰/۸۹
	۷/۵	۰/۴۹۷۴ ± ۰/۰۰۲۰	۳۴/۱۷ ± ۰/۴۵	۶۸/۶۸ ± ۰/۵۶
استئوپنی	۱/۵	۰/۷۳۱۱ ± ۰/۰۰۴۰	۴۹/۵۸ ± ۰/۳۶	۶۷/۸۲ ± ۰/۱۱
	۳/۰	۰/۷۳۳۶ ± ۰/۰۰۱۰	۴۹/۸۵ ± ۰/۲۵	۶۷/۹۵ ± ۰/۲۲
	۴/۵	۰/۷۳۵۷ ± ۰/۰۰۱۰	۴۹/۹۹ ± ۰/۱۴	۶۷/۶۵ ± ۰/۰۹
	۶/۰	۰/۷۳۵۹ ± ۰/۰۰۲۰	۵۰/۰۰ ± ۰/۳۲	۶۷/۹۴ ± ۰/۱۷
	۷/۵	۰/۷۳۷۹ ± ۰/۰۰۶۰	۵۰/۳۳ ± ۰/۴۷	۶۷/۹۱ ± ۰/۱۳
طبیعی	۱/۵	۰/۹۷۲۷ ± ۰/۰۰۷۰	۶۵/۹۹ ± ۰/۱۸	۶۷/۸۴ ± ۰/۳۳
	۳/۰	۰/۹۷۲۹ ± ۰/۰۰۳۰	۶۶/۱۳ ± ۰/۵۶	۶۷/۷۹ ± ۰/۰۵
	۴/۵	۰/۹۷۵۰ ± ۰/۰۰۲۰	۶۶/۱۸ ± ۰/۱۶	۶۷/۸۷ ± ۰/۰۲
	۶/۰	۰/۹۷۵۱ ± ۰/۰۰۱۰	۶۶/۱۰ ± ۰/۱۰	۶۷/۸۷ ± ۰/۰۸
	۷/۵	۰/۹۷۷۰ ± ۰/۰۰۱۰	۶۶/۵۴ ± ۰/۰۹	۶۸/۱۰ ± ۰/۱۲

BA: Bone area; BMC: Bone mineral content; BMD: Bone mineral density

جدول ۲. جدول ضریب همبستگی تغییرات ضخامت بافت نرم بر Bone mineral density (BMD) استخوان‌های طبیعی، استئوپنی و استئوپروز

افراد	بسیار لاغر	لاغر	متوسط	چاق	بسیار چاق
طبیعی	Pearson ضریب همبستگی	-۰/۰۴۳	-۰/۰۷۳	-۰/۰۸۱۳	-۰/۰۳۹۶
	مقدار P	۰/۷۲۴	۰/۹۵۴	۰/۳۹۵	۰/۳۷۱
استئوپنی	Pearson ضریب همبستگی	-۰/۰۳۴۳	-۰/۰۹۶۱	-۰/۰۴۳۵	۰/۰۵۱۱
	مقدار P	۰/۴۲۴	۰/۱۷۸	۰/۷۱۳	۰/۶۵۹
استئوپروز	Pearson ضریب همبستگی	۰/۰۲۱۳	۰/۰۶۵	-۰/۰۳۱۹	-۰/۰۷۵۸
	مقدار P	۰/۵۶۴	۰/۹۵۹	۰/۷۹۳	۰/۴۵۲
	تعداد کل	۳	۳	۳	۳

تمامی ضرایب  $\Delta t$  مشخص شد که تغییرات ضخامت بافت نرم، تأثیر مستقیمی بر BMD دارد. با دقت در مقادیر عددی هر یک از ضرایب  $\Delta t$ ، بیشترین میزان افزایش تراکم استخوانی ۰/۰۰۴ یا ۰/۴۰۰ درصد می‌باشد که مربوط به افزایش ضخامت بافت نرم از ۱/۵ cm به ۳ cm و از ۳ cm به ۴/۵ cm بوده است. بنا بر این، میزان تأثیر بافت نرم بر BMD کمتر از ۱ درصد به دست آمد (جدول ۳)؛ از این رو، میزان خطای ناشی از تغییرات ضخامت بافت نرم بر تراکم استخوانی سیستم DXA مورد بررسی، قابل صرف نظر بود.



شکل ۱. بررسی تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر BMD

(Bone mineral density) استخوان‌های طبیعی، استئوپروز و استئوپنی

همان گونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، بر اساس آزمون همبستگی Pearson، تغییرات ضخامت بافت نرم با هیچ یک از پارامترهای BMD، BMC و BA رابطه‌ی آماری معنی‌داری نداشت ( $P > ۰/۰۵۰$ ). با استفاده از رگرسیون ناپارامتریک، مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر پارامتر BMD و BMC مؤثر است ( $P < ۰/۰۵۰$ )، اما بر پارامتر BA هیچ تأثیر معنی‌داری نداشت ( $P > ۰/۰۵۰$ ). نمودار تغییرات BMD سه گروه (طبیعی، استئوپنی و استئوپروز) در اثر تغییرات بافت نرم، تأثیر مثبت تغییرات بافت نرم بر تراکم استخوانی را نشان داد؛ به طوری که با افزایش ضخامت بافت نرم، BMD هر سه گروه استخوانی با شیب ملایم رو به افزایش بود. همچنین، با تحلیل منحنی‌های سه گروه، مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر گروه استئوپروز تأثیر بیشتری داشته است (شکل ۱).

در نهایت، با استفاده از رگرسیون ناپارامتریک، مدل آماری متناسب با تأثیر تغییرات بافت نرم بر BMD به دست آمد. معادله‌ی زیر این مدل آماری را نشان می‌دهد.

$$BMD = 0.977 + 0.004 \Delta t_1 + 0.004 \Delta t_2 + 0.002 \Delta t_3 + 0.002 \Delta t_4$$

در این مدل  $\Delta t_1$ ،  $\Delta t_2$ ،  $\Delta t_3$  و  $\Delta t_4$  تغییرات ضخامت بافت نرم مربوط به افزایش معادل‌های آن (پلکسی گلاس) در فانوم طی ۴ مرحله به ترتیب از ۱/۵ cm به ۳ cm، از ۳ cm به ۴/۵ cm، از ۴/۵ cm به ۶ cm و از ۶ cm به ۷/۵ cm بود. با توجه به مثبت بودن

جدول ۳. جدول تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر Bone mineral density (BMD)، Bone mineral content (BMC) و Bone area (BA) با

استفاده از رگرسیون ناپارامتریک

پارامتر	درجه‌ی آزادی	F	مقدار P
BMD	مدل تصحیح شده	۶۶۰۶/۳۵۸	< ۰/۰۰۱
	تغییرات ضخامت	۳/۰۴۹	۰/۰۳۲
BMC	مدل تصحیح شده	۴۳۲۲/۲۴۶	۰/۰۰۰
	تغییرات ضخامت	۵/۵۶۳	۰/۰۰۲
BA	مدل تصحیح شده	۱/۷۵۰	۰/۰۹۷
	تغییرات ضخامت	۲/۳۸۴	۰/۰۷۳

BA: Bone area; BMC: Bone mineral content; BMD: Bone mineral density

## بحث

سنجش تراکم استخوان به روش DXA در ارزیابی خطر شکستگی، تشخیص استئوپروز و پی‌گیری درمان مؤثر است (۱-۳). روش DXA ساده، بی‌خطر، مقرون به صرفه و به عنوان استاندارد طلایی برای شناسایی افرادی که در معرض شکستگی استخوان قرار دارند، شناخته شده است (۴-۵). همچنین، این روش به دلیل دقت بالا و کالیبراسیون پایدار خود، قادر به اندازه‌گیری تغییرات جزئی در تراکم استخوان می‌باشد (۹-۱۳). به همین دلیل، توسط بسیاری از مراکز به منظور پاسخ‌گویی به درمان پوکی استخوان و پی‌گیری وضعیت بیماران طی یک یا دو سال پس از درمان، اسکن DXA پیشنهاد می‌شود (۱۴).

حال با توجه به آن که روش DXA به خاطر تکرار پذیری و دقت بالا، به عنوان استاندارد طلایی تشخیص پوکی استخوان و تعیین وضعیت استخوانی افراد شناخته شده است (۱۰) و پزشکان متخصص به دلیل نمایش تغییرات جزئی تراکم استخوانی، بیماران را برای پی‌گیری روند درمان به مراکز تشخیص پوکی استخوان ارجاع می‌دهند. این سؤال مطرح می‌شود که «میزان بروز خطا به دلیل عدم تفریق صحیح مربوط به تضعیف بافت نرم از تضعیف کلی (استخوان و بافت نرم) چقدر است؟» و «آیا این میزان بروز خطا در حد قابل قبول است؟». به عنوان مثال، در دستگاه مورد بررسی، میزان بروز خطا در مراجعات دوم و یا بیشتر بیماران کمتر از ۳ درصد (۲/۸ درصد) برای مهره‌های کمری پیش‌بینی شد. بنا بر این، وجود خطای بیشتر، می‌تواند به عنوان بدتر یا بهتر شدن وضعیت بیمار به حساب آید و روند درمان را با مشکل مواجه سازد. از این رو، تخمین دقیق BMD و اندازه‌گیری میزان بروز خطای احتمالی در تمامی مراکز تشخیص پوکی استخوان، امری ضروری به شمار می‌آید؛ به خصوص که در برخی مطالعات قبلی، میزان بروز خطا بیش از حد معمول بوده است (۲۰-۲۱).

مطالعه‌ی حاضر با مطالعات قبلی تفاوت‌های دارد که عدم بروز خطا با به کارگیری فانتوم به جای مطالعه‌ی انسانی، طراحی فانتوم با قابلیت تغییر در معادل‌های استخوانی و بافت نرم و متناسب با موضوع مقاله و نه استفاده از فانتوم‌هایی که برای موضوعات دیگر طراحی شده است، از این جمله‌اند.

در مطالعه‌ی حاضر با طراحی فانتوم مهره‌های کمری، سعی گردید ضمن حذف دیگر متغیرها، تنها تأثیر ضخامت بافت نرم بر تراکم استخوانی بررسی گردد. در این مطالعه، با استفاده از رگرسیون ناپارامتریک مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر کمیت BA هیچ تأثیر معنی‌داری ندارد ( $P > 0/050$ )، اما بر کمیت‌های BMD و BMC مؤثر می‌باشد ( $P < 0/050$ ). همچنین، تغییرات احتمالی

BMD در اثر تغییرات ضخامت معادل‌های بافت نرم، کمتر از ۱ درصد به دست آمد.

بنا بر این، میزان خطای ناشی از تغییرات بافت نرم بر تراکم استخوانی سیستم DXA مورد بررسی، قابل اغماض است. این در حالی است که در مطالعه‌ی دیگری، میزان خطا برای مهره‌های کمری ۵/۳ درصد تخمین زده شد که خطای قابل ملاحظه‌ای بود (۲۲). بر خلاف استفاده‌ی وسیع از اسکن DXA برای تشخیص و مطالعات طولی، یک محدودیت مهم این تکنیک، خطای ایجاد شده در تخمین دقیق BMD است. این خطا، ناشی از عدم تفریق صحیح بافت نرم (عضله و چربی) از استخوان می‌باشد (۱۶-۱۵).

تأثیر بافت نرم بر تراکم استخوانی حاصل از روش DXA در مقالات مختلف، نتایج متضادی را نشان داده است. برای مثال، کاهش BMD کل بدن بدون کاهش BMC، در اثر کاهش بافت نرم ناشی از کاهش وزن گزارش شده است (۲۰) و یا مقادیر BMC و BA در ضخامت‌های بیشتر از ۱۰ cm، بیش از حد واقعی برآورد شده است (۲۱).

در مطالعات قبلی، تأثیر عمق و ضخامت بافت نرم بر روی دقت تراکم استخوانی، با استفاده از سیستم‌های مختلف سنجش تراکم استخوان بر روی نمونه‌های انسانی، بررسی گردید (۳) که در بعضی از این موارد، میزان بروز خطاها قابل ملاحظه بود؛ چرا که با وجود خطاهای ذاتی و غیر قابل کنترل از جمله تغییر در موقعیت قرارگیری بیمار، تغییرات فیزیولوژیک بدن در اثر گذشت زمان، عدم آنالیز یکسان روی اسکن‌های متعدد بیمار و خطای تکنسین در هر بار انجام اسکن، در عمل تکرار پذیری آزمایش‌ها و در نتیجه بررسی دقت دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان با مشکلات متعدد مواجه بود (۹). بنا بر این، یکی از ضرورت‌های استفاده از فانتوم در این مطالعه، حذف یا کاهش خطاهای بالقوه در حین انجام کار بوده است.

همچنین، مطالعاتی در خصوص تأثیر عمق و ضخامت بافت نرم بر روی تراکم استخوانی با استفاده از فانتوم انجام گرفته است. برای مثال، در یک تحقیق، فانتوم آلومینیومی مهره‌های کمری که یک قطعه‌ی مستطیلی متناسب با ابعاد آناتومیک مهره‌های کمری است و به منظور کنترل کیفی دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان Lunar طراحی شده است، در یک حمام آب (ماده‌ی معادل بافت نرم) قرار داده شد و با هر بار تغییر ارتفاع آب، تغییرات BMD با انجام اسکن اندازه‌گیری شد (۱۵). از اشکالات این مطالعه، می‌توان به عدم انجام تکرار پذیری آزمایش اشاره کرد؛ چرا که حجم آب مورد استفاده در هر بار تکرار آزمایش تغییر می‌یابد که بر روی تراکم استخوانی اندازه‌گیری شده، تأثیرگذار است و بررسی دقت دستگاه سنجش تراکم استخوان با خطای ذاتی روبه‌رو است.

برای سنجش تراکم استخوانی ناحیه‌ی مورد نظر استفاده کند. سه مد اسکن معمول در دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان جدید (Thin و Thick, Standard) می‌باشد.

با این وجود، هر چند روش DXA دقت و صحت بالایی را نسبت به روش‌های دیگر سنجش تراکم استخوان دارد، اما باز هم امکان گزارش تراکم استخوانی غیر واقعی وجود دارد که باید به دقت مورد بررسی قرار گیرد. البته می‌توان این خطاها را با ارایه‌ی راه حل مناسب، کنترل و تا حد ممکن به حداقل رساند. چنانچه در مطالعه‌ی حاضر، میزان خطای ناشی از تغییرات بافت نرم بر تراکم استخوانی مورد بررسی قرارگرفت و مقدار این خطاکمتر از ۱ درصد به دست آمد که در اندازه‌گیری‌های عملی قابل صرف‌نظر کردن است.

در هر صورت، پیشنهاد می‌شود اسکن‌های افراد بسیار لاغر ( $Weight \leq 45 \text{ kg}$ ) و بسیار چاق ( $Weight \geq 100 \text{ kg}$ ) با دقت بیشتری توسط پزشک مربوط بررسی گردد و احتمال بروز خطا در حدود ۱ درصد در نظر گرفته شود.

نتیجه‌گیری نهایی این که تغییرات بافت نرم روی پارامترهای BMD و BMC تأثیر دارد، اما بر روی پارامتر BA هیچ تأثیر معنی‌داری ندارد. همچنین، تغییرات ضخامت بافت نرم، تأثیر مستقیم اندکی (کمتر از ۱ درصد) بر تراکم استخوانی دارد. بنا بر این، میزان خطای ناشی از تغییرات بافت نرم در سیستم DXA مورد بررسی در این مطالعه، قابل صرف‌نظر و اغماض است.

### تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد افسانه کشاورز به شماره‌ی ۳۹۳۸۴۹ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد. بدین وسیله، از همکاری مدیریت و پرسنل محترم مرکز تشخیص پوکی استخوان اصفهان تشکر و قدردانی می‌شود.

در مطالعه‌ی دیگری با قرار دادن لایه‌های پلکسی گلاس به عنوان ماده‌ی معادل بافت نرم بر روی فانتوم مهره‌های کمری از نوع هالوژیک (Hologic)، تأثیر ضخامت بافت نرم بررسی گردید (۱۵).

مطالعات بررسی شده، با اشکالاتی همراه بود؛ از جمله این که فانتوم‌های به کار رفته در آن‌ها به منظور بررسی تأثیر ضخامت بافت نرم طراحی نشده بود. همچنین، فانتوم‌های شرکت‌های سازنده‌ی دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان، تنها برای همان دستگاه قابل استفاده است. علاوه بر آن، ماده‌ی معادل استخوان و بافت نرم در آن‌ها غیر قابل تغییر می‌باشد. بنا بر این، امکان مطالعه روی حالت‌های مختلف استخوانی و بافت نرم وجود ندارد. در مطالعه‌ی حاضر، با استفاده از فانتومی که قابلیت تغییر در ماده‌ی معادل استخوان و بافت نرم را دارد، مطالعه برای ضخامت‌های مختلف و حالت‌های مختلف استخوانی (طبیعی، استئوپنی و استئوپروز) فراهم گردید. همچنین، این فانتوم قابلیت استفاده برای تمامی دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان را داشت و پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی با کمک آن، دقت دیگر دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان بررسی و با یکدیگر مقایسه گردد.

از بررسی مقالات مختلف، می‌توان دریافت که میزان خطای احتمالی در سیستم‌های DXA به عوامل متعددی از جمله نوع دستگاه مورد استفاده، میزان ضخامت و ترکیبات بافت نرم، ناحیه‌ی مورد بررسی، آرتیفکت‌های مرتبط با اندازه و برنامه‌های نرم‌افزاری بستگی دارد. با مطالعات و پیشرفت‌های اخیر دستگاه‌های سنجش تراکم استخوان، میزان بروز خطا رو به کاهش است. همچنان که در سیستم‌های سنجش تراکم استخوان جدید، همانند سیستم مورد بررسی در این مطالعه، کاهش خطا می‌تواند به دلیل استفاده از مد اسکن باشد؛ بدین صورت که در ابتدای شروع اسکن، دستگاه به طور اتوماتیک ضخامت ناحیه‌ی شکمی در محل مهره‌های کمری (۱۳-۲۵ cm) را تخمین زده و بر اساس آن، از فیلترهای جداگانه‌ای

### References

1. Alishiri GH, Shakibae A, Kazemipour M, Ebrahimpour Z. The effect of fat mass and lean mass on bone mineral density in military premenopausal women. *J Mil Med* 2013; 15(3): 169-75. [In Persian].
2. Cann CE, Adams JE, Brown JK, Brett AD. CTXA hip--an extension of classical DXA measurements using quantitative CT. *PLoS One* 2014; 9(3): e91904.
3. Patel R, Blake GM, Herd RJ, Fogelman I. The effect of weight change on DXA scans in a 2-year trial of etidronate therapy. *Calcif Tissue Int* 1997; 61(5): 393-9.
4. Salamat MR, Shanei A, Khoshhali M, Salamat AH, Siavash M, Asgari M. Use of conventional regional DXA scans for estimating whole body composition. *Arch Iran Med* 2014; 17(10): 674-8.
5. Genant HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer CC, Grampp S, Harris ST, et al. Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. *J Bone Miner Res* 1996; 11(6): 707-30.
6. Wahner HW, Fogelman I. The evaluation of osteoporosis: Dual energy x-ray absorptiometry in clinical practice. London, UK: Martin Dunitz Ltd; 1993.
7. Kanis JA. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: synopsis of a WHO report. WHO Study Group. *Osteoporos Int* 1994; 4(6): 368-81.
8. Kanis JA, Melton LJ, III, Christiansen C, Johnston CC, Khaltaev N. The diagnosis of osteoporosis. *J Bone Miner Res* 1994; 9(8): 1137-41.
9. Black DM, Cummings SR, Karpf DB, Cauley JA,



10. Thompson DE, Nevitt MC, et al. Randomised trial of effect of alendronate on risk of fracture in women with existing vertebral fractures. Fracture Intervention Trial Research Group. *Lancet* 1996; 348(9041): 1535-41.
11. Storm T, Thamsborg G, Steiniche T, Genant HK, Sorensen OH. Effect of intermittent cyclical etidronate therapy on bone mass and fracture rate in women with postmenopausal osteoporosis. *N Engl J Med* 1990; 322(18): 1265-71.
12. Faulkner KG, McClung MR. Quality control of DXA instruments in multicenter trials. *Osteoporos Int* 1995; 5(4): 218-27.
13. Liberman UA, Weiss SR, Broll J, Minne HW, Quan H, Bell NH, et al. Effect of oral alendronate on bone mineral density and the incidence of fractures in postmenopausal osteoporosis. The Alendronate Phase III Osteoporosis Treatment Study Group. *N Engl J Med* 1995; 333(22): 1437-43.
14. Orwoll ES, Oviatt SK. Longitudinal precision of dual-energy x-ray absorptiometry in a multicenter study. The Nafarelin/Bone Study Group. *J Bone Miner Res* 1991; 6(2): 191-7.
15. Eastell R. Assessment of bone density and bone loss. *Osteoporos Int* 1996; 6(Suppl 2): 3-5.
16. Kim EH, Shim DO, Dong KR, Kim HS, Kweon DC, Goo EH, et al. Assessment of the effect of bone density and soft tissue thickness on phantom measurements. *J Korean Phys Soc* 2010; 57(5): 1263-9.
17. Formica C, Loro ML, Gilsanz V, Seeman E. Inhomogeneity in body fat distribution may result in inaccuracy in the measurement of vertebral bone mass. *J Bone Miner Res* 1995; 10(10): 1504-11.
18. Salamat MR, Salamat AH, Abedi I, Janghorbani M. Relationship between weight, body mass index, and bone mineral density in men referred for dual-energy X-ray absorptiometry scan in Isfahan, Iran. *J Osteoporos* 2013; 2013: 205963.
19. Svendsen OL, Hendel HW, Gotfredsen A, Pedersen BH, Andersen T. Are soft tissue composition of bone and non-bone pixels in spinal bone mineral measurements by DXA similar? Impact of weight loss. *Clin Physiol Funct Imaging* 2002; 22(1): 72-7.
20. Tothill P, Avenell A. Errors in dual-energy X-ray absorptiometry of the lumbar spine owing to fat distribution and soft tissue thickness during weight change. *Br J Radiol* 1994; 67(793): 71-5.
21. Van Loan MD, Johnson HL, Barbieri TF. Effect of weight loss on bone mineral content and bone mineral density in obese women. *Am J Clin Nutr* 1998; 67(4): 734-8.
22. Tothill P, Laskey MA, Orphanidou CI, van Wijk M. Anomalies in dual energy X-ray absorptiometry measurements of total-body bone mineral during weight change using Lunar, Hologic and Norland instruments. *Br J Radiol* 1999; 72(859): 661-9.
23. Svendsen OL, Hassager C, Skodt V, Christiansen C. Impact of soft tissue on in vivo accuracy of bone mineral measurements in the spine, hip, and forearm: a human cadaver study. *J Bone Miner Res* 1995; 10(6): 868-73.

## Assessing the Effect of in-vitro Soft Tissue Thickness on Bone Mineral Density Using Dual-Energy X-ray Absorptiometry

Mohammad Reza Salamat<sup>1</sup>, Afsaneh Keshavarz<sup>2</sup>, Amir Hossein Salamat<sup>3</sup>, Ahmad Shanei<sup>4</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Bone mineral density (BMD) assessment by using dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) plays an important role in diagnosis and treatment of osteoporosis. Variation in soft tissue thickness may cause probability errors in DXA bone values. The aim of this study was to assess the effect of soft tissue thickness on bone mineral.

**Methods:** A spine phantom consisting of bone and soft tissue equivalents (Aluminum and Perspex respectively) was made to simulate different status of bone (normal, osteopenia and osteoporosis) and abdominal thicknesses. BMD measurements were performed by DXA using a Norland XR-46 on 45 patients. The statistical analysis for determining the BMD, bone mineral content (BMC), bone area (BA) measurements was done using SPSS software.

**Findings:** According to Pearson correlation test, variation of soft tissue thickness had no statistically significant relation on BMD, BMC and BA ( $P > 0.05$ ). But non-parametric regression determined soft tissue thickness had some effect on BMD and BMC ( $P < 0.05$ ), but no statistically effect on BA ( $P > 0.05$ ).

**Conclusion:** Variation of soft tissue thickness had no considerable effect (less than 1%) on bone mineral results, so errors arising from soft tissue thickness in DXA are negligible.

**Keywords:** Soft tissue, Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), Bone density

**Citation:** Salamat MR, Keshavarz A, Salamat A, Shanei A. **Assessing the Effect of in-vitro Soft Tissue Thickness on Bone Mineral Density Using Dual-energy X-ray Absorptiometry.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(378): 347-54.

1- Associate Professor, Biosensor Research Center AND Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences AND Isfahan Osteoporosis Diagnosis Center, Isfahan, Iran

2- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Isfahan Osteoporosis Diagnosis Center, Isfahan, Iran

4- Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Ahmad Shanei, Email: shanei@med.mui.ac.ir