بررسی تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر نتایج تراکم معدنی استخوان به روش (DXA) Dual-Energy X-Ray Absorptiometry)

محمدرضا سلامت'، افسانه کشاورز'، امیرحسین سلامت'، احمد شانئی'

مقاله پژوهشی

چکیدہ

مقدمه: ارزیابی تراکم مادهی معدنی استخوان (BMD یا Bone mineral density) با استفاده از روش جذب اشعهی ایکس با انرژی دوگانه (DXA یا DXA) با استفاده از روش جذب اشعهی ایکس با انرژی دوگانه (DXA یا DXA) دوجب (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 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 BMCBMD و BA رابطهی آماری معنیداری ندارد (P> ۰/۰۵۰). با استفاده از رگرسیون ناپارامتریک، مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر روی کمیتهای BMD و BMD و BMC کرد (P < ۰/۰۵۰)، اما بر روی کمیت BA هیچ تاثیر معنیداری ندارد (۲۰۵۰ - P).

نتیجه گیری: 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 aabsorptiometry، تراکم معدنی استخوانی

ارجاع: سلامت محمدرضا، کشاورز افسانه، سلامت امیرحسین، شانئی احمد. بررسی تأثیر تغییرات ضخامت بافت نرم بر نتایج تراکم معدنی استخوان به روش (۲۸۹): ۳۴ (۲۸۹): Dual-Energy X-Ray Absorptiometry). مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۲۷۸): ۳۴۲-۳۴۷

مقدمه

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

تکنیک دستیابی به وضعیت اسکلتی بیماران و تعیین ترکیبات بدن بنیانگذاری شده است (۶–۴). 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 (۸–۷).

روش DXA برای شناسایی افـرادی کـه در معـرض شکسـتگی استخوان قرار دارند، یک روش سـاده، بـیخطـر و مقـرون بـه صـرفه

نویسندهی مسؤول: احمد شانئی

Email: shanei@med.mui.ac.ir

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

محسوب می شود. در واقع، این روش به عنوان پیش گیری قبل از درمان شکستگی های احتمالی در آینده مطرح می شود (۱۰–۹). دقت بالا و کالیبراسیون پایدار در این روش، امکان اندازه گیری تغییرات جزیی در تراکم استخوان را فراهم می آورد (۱۳–۱۰). از این رو، به منظور پاسخ گویی به درمان پوکی استخوان و ردیابی وضعیت بیماران طی یک یا دو سال پس از درمان، اسکن DXA پیشنهاد می شود (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 می باشد. 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 می شود و در نهایت، محاسبات بر اساس تفریق انرژی کم (مربوط به تضعیف یافت نرم) از تضعیف کلی (استخوان و بافت نرم) انجام می گیرد که نتیجهی آن، با عنوان ناحیهی استخوانی (BA یا Bone area) شناخته می شود (۱۵).

تأثیر تضعیف بافت نرم بر نتایج سنجش مادهی معدنی استخوانی حاصل از روش DXA در مقالات مختلف، نتایج متضادی را نشان می دهد (۲۰–۱۶) و احتمال وجود خطا در روش DXA به دلیل تأثیر ضخامت، ترکیب و عمق بافت وجود دارد (۲۰). بنا بر این، تغییر در (BMD) Bone mineral density روی Bone (GMD) از دقت و صحت مؤثر است (۲۱). در نتیجه، هر چند روش DXA از دقت و صحت بالایی نسبت به روش های 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 می شوند و ایـن دو ناحیه به خصوص مهرههای کمری در مسیر عبور از بافت نـرم بیشتر و حتی به عنوان محل تجمع چربی به حساب می آید. این در حـالی است که در بیشتر مراکز تشخیص پوکی استخوان، تمامی افراد با شرایط وزنی متفاوت که دارای وضعیتهای استخوانی گوناگونی نیز می باشند، توسط یک دستگاه واحد DXA مورد بررسی قرار می گیرند. بنا بر این، احتمال ایجاد خطا در اندازه گیری 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 نـرم استفاده مـیشـد، تـ أثیر وزن بدن، افزایش و کاهش آن در افـراد با وضـعیتهـای مختلـف استخوانی (طبیعی، استئوپنی و استئوپروز) بررسی شود و از ایـن طریـق، دقـت روش DXA مورد سنجش قرار گیرد و در صورت امکان، رابطهای میان تغییـرات مربوط به ضخامت بافت نرم و BMD ایجاد شود.

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 ^۲ cm ۲ × ۱۶ مناسب می باشد (۱۵).

برای تعیین ضخامت صفحات آلومینیوم از روی نمودار BMD سیستم DXA مورد مطالعه، می توان 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 TMT با ابعاد ۲ ۲ × ۱۶ تهیه گردید. سپس، یکی از قطعات در وسط تخت قرار گرفت و از آن اسکن گرفته شد که تراکمی در حدود ۲ ایرا ۲ داشت. بدون تغییر در شرایط، یک ورق TMT آلومینیوم دیگر روی ورق قبلی گذاشته شد تا مجموع ضخامت آن ۲ mm گردد و به همین ترتیب، ادامه داده شد. در نهایت، ضخامت آن ۲ mm کرد و به همین ترتیب، ادامه داده شد. تا مجموع ضخامت آن ۳ mm گردد و به همین ترتیب، ادامه داده شد. در نهایت، ضخامت آن ۳ mm کرد و میشیوم باتراکم ۲۰۳۲ g/cm در نهایت، معادل حالت استئوپنیک و ضخامت آلومینیوم با تراکم ۲ متادل حالت استئوپنیک و ضخامت ۸ m مالومینیوم با تراکم ۲ معادل حالت استگری 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 ۲۰ × ۲۰ تهیه گردید. به منظور بررسی تأثیرگذاری بافت نرم در نتایج BMD حاصل از روش DXA، باید ضخامت ورقههای پلکسی گلاس که روی

www.mui.ac.ir

344

آلومینیوم گذاشته می شود، 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 mm ۵ بود، تهیه شد. تعداد ۲، 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 ایس که چربی های شکمی در ناحیهی قدامی مهرهها قرار دارند، بنا بر ایس افزودن معادل های 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 صرفنظر کردن است؛ از ایس رو، همیشه یک لایهی mm ۵ پلکسی گلاس در زیر ورقه های آلومنیومی معادل در فانتوم قرار می گرفت. نحوهی انجام آزمایش برای ضخامت mm ۲ (معادل حالت استئوپروتیک) به شرح زیر انجام گرفت و تمامی ایس مراحل برای دو ضخامت دیگرآلومینیوم (معادلهای استئوپنی و طبیعی) به صورت مشابه تکرار گردید.

ابتدا، یک لایه یپلکسی 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 لایه ی پلکسی گلاس روی آن، مجموع لایه های پلکسی گلاس، به ۳ لایه که نماینده ی افراد بسیار لاغر بود، رسید و اسکن توسط دستگاه سنجش Norland XR-46 system; Cooper Surgical, تراکم استخوان (BMD, USA

BMC) Bone mineral content (BKC) و 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 اندازه گیریها برای بر رسیهای آماری مورد استفاده قرار گرفت.

در ابتدا به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع دادهها، آزمون P < ۰،۰۵۰ یا Kolmogorov–Smirnov بود، فرض طبیعی بودن رد می شد و برای مقایسه ی دادهها، باید از آزمون های ناپارامتری استفاده می شد؛ به جز یک مورد، در بقیه موارد آزمون های ناپارامتری استفاده می شد؛ به جز یک مورد، در بقیه موارد Pearson بود و به همین علت، کمیت های به دست آمده از هر اسکن (BA BMC BMD و BA) از طریق ضریب همبستگی SPSS و آنالیز رگرسیون ناپارامتریک با استفاده از نرمافزار SPSS Inc., Chicago, IL) نسخه ی ۲۰ (version 20, SPSS Inc., Chicago, IL) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

يافتهها

میانگین و انحراف معیار پارامترهای انـدازهگیـری شـده بـا اسـتفاده از دسـتگاه Dual-energy X-ray absorptiometry) مـدل Norland XR-46 در جدول ۱ آمده است.

(cm ²) BA	(g) BMC	(g/cm ²) BMD	ضخامت بافت نرم (cm)		گروه
$\%/\cdots\pm$	$\gamma\gamma\gamma\gamma\gamma \pm \cdot/\gamma\lambda$	\cdot /FAAV $\pm \cdot$ / \cdot · F \cdot	1/۵	میانگین ± انحراف معیار	استئو پروز
$ m SR/TV\pm m 1/2F$	$\gamma\gamma\gamma/\gamma\gamma\pm \cdot/\Delta\gamma$	۰/۴۸۹۶±۰/۰۰۵۰	٣/٠		
$9V/96 \pm \cdot/7V$	$\mathbf{rr}/\mathbf{rq}\pm\mathbf{\cdot}/\mathbf{r}\mathbf{A}$	•/F91٣±•/••٣•	۴/۵		
$ m SV/\Delta Y\pm \cdot/\Lambda Q$	$\gamma\gamma$. $\epsilon \pm \cdot/21$	\cdot /4970 \pm \cdot / \cdot · V \cdot	۶/۰		
$\gamma \lambda / \gamma \lambda \pm \cdot / \Delta \gamma$	$\gamma r/1 v \pm \cdot r_0$	•/ F٩ ٧ F ± •/•• T •	٧/۵		
$9 V/\Lambda Y \pm \cdot/11$	$44/21 \pm 1/29$	\cdot /VT11 \pm \cdot / \cdot · ϵ ·	1/0		استئوپنى
$9V/9\Delta \pm \cdot/11$	$\mathrm{Fq/Ad}\pm \mathrm{\cdot/Td}$	۰/ ۷۳۳ ۶±۰/۰۰۱۰	٣/٠		
$9 V/9 \Delta \pm \cdot/ \cdot 9$	$49/99 \pm 1/16$	\cdot /vyav \pm \cdot / \cdot ·) \cdot	۴/۵		
$9 V/9 F \pm \cdot/1 V$	$\delta \cdot / \cdots \pm \cdot / m$	\cdot /vtd \pm \cdot / \cdot . T \cdot	۶/۰		
$91/91 \pm 11$	${\rm d} {\boldsymbol \cdot} / {\rm ev} \pm {\boldsymbol \cdot} / {\rm ev}$	۰/ ٧٣٧٩ ± ۰/۰۰۶۰	٧/۵		
$9V/\Lambda^{c}\pm \cdot/T^{c}$	ho	$\cdot/9$ VYV $\pm \cdot/\cdot\cdot$ V \cdot	1/0		طبيعي
$ m SV/Vq \pm \cdot/\cdot \Delta$	$99/13 \pm \cdot/29$	\cdot /٩٧٢٩ \pm \cdot / \cdot .٣·	٣/٠		
$ m 9V/AV\pm m 1/1V$	$99/1\Lambda\pm \cdot/19$	\cdot /٩٧۵· \pm \cdot /···٢·	۴/۵		
$9 V/\Lambda V \pm \cdot/\cdot \Lambda$	$99/1 \cdot \pm \cdot/1 \cdot$	$\cdot/9V01 \pm \cdot/\cdot\cdot 1$	۶/۰		
$9 \Lambda/1 \cdot \pm \cdot/11$	88/04± •/•9	$\cdot/4$ VV $\cdot \pm \cdot/\cdot\cdot$) \cdot	٧/۵		

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار پارامترهای اندازه گیری شده با استفاده از دستگاه Dual-energy X-ray absorptiometry) مدل DXA) مدل DXA) مدل

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

افراد
طبيعي
استئوپنى
استئوپروز

جدول ۲. جدول ضریب همبستگی تغییرات ضخامت بافت نرم بر BMD) Bone mineral density) استخوان های طبیعی. استئوپروز

همان گونه که در جدول ۲ مشاهده می شود، بر اساس آزمون همبستگی Pearson، تغییرات ضخامت بافت نرم با هیچ یک از پارامترهای BMC ،BMD و AB رابطهی آماری معنی داری نداشت تغییرات بافت نرم بر پرارامتر BMD و BMC موثر است تغییرات بافت نرم بر پرارامتر BMD و BMC موثر است (۲۰۵۰ > P)، اما بر پرارامتر BA هیچ تراثیر معنی داری نداشت استوپروز) 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 منحنی های سه گروه، مشخص شد که تغییرات بافت نرم بر گروه استخوانی با شیب ملایم رو به افزایش بود.

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 می دهد.

BMD = 0.977+ 0.004 Δt_1 + 0.004 Δt_2 + 0.002 Δt_3 + 0.002 Δt_4

در این مدل Δt_1 ، Δt_2 ، Δt_3 ، Δt_2 ، Δt_1 نغییرات ضخامت بافت نرم مربوط به افـزایش معـادلهـای آن (پلکسـی گـلاس) در فـانتوم طـی ۴ مرحلـه بـه ترتیـب از ۲۵۵ بـه ۳ cm، از ۳ cm بـه cm، از ۴ مرحلـه به مثبت بـودن ۴/۵ cm و از ۲۵۶ به ۷/۵ cm

تمامی ضرایب Δt، مشخص شد که تغییرات ضخامت بافت نرم، تأثیر مستقیمی بر BMD دارد. با دقت در مقادیر عددی هر یک از ضرایب Δt، بیشترین میزان افزایش تراکم استخوانی ۲۰۰۴ یا ۲۰۰۰ درصد میباشد که مربوط به افزایش ضخامت بافت نرم از m ۲۵/۱ به ۳ cm و از m ۳ به ۵ مراف بوده است. بنا بر این، میزان تأثیر بافت نرم بر BMD کمتر از ۱ درصد به دست آمد (جدول ۳)؛ از ایس رو، میزان خطای ناشی از تغییرات ضخامت بافت نرم بر تراکم استخوانی سیستم DXA مورد بررسی، قابل صرفنظر بود.



جدول ۳. جدول تأثير تغييرات ضخامت بافت نرم بر BMC) Bone mineral content ، (BMD)، Bone mineral density) و BMC) و BMC) با

استفاده از رگرسیون ناپارامتریک							
مقدار P	F	درجهی آزادی		پارامتر			
< • /• • • ١	99·9/30A	١۴	مدل تصحيح شده	BMD			
•/•٣٢	41.44	۴	تغييرات ضخامت				
•/•••	fttt/tf9	١۴	مدل تصحيح شده	BMC			
•/••¥	۵/۵۶۳	۴	تغييرات ضخامت				
•/•٩٧	1/V0+	14	مدل تصحيح شده	BA			
٠/٠٧٣	۲/۳۸۴	۴	تغييرات ضخامت				

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

مجله دانشکده یزشکی اصفهان – سال ۳۴ / شمارهی ۳۷۸/ هفتهی دوم خر داد ۱۳۹۵

30.

بحث

سنجش تراکم استخوان به روش DXA در ارزیابی خطر شکستگی، تشخیص استئوپروز و پیگیری درمان مؤثر است (۳-۱). روش DXA ساده، بی خطر، مقرون به صرفه و به عنوان استاندارد طلایی برای شناسایی افرادی که در معرض شکستگی استخوان قرار دارند، شناخته شده است (۶-۵). همچنین، این روش به دلیل دقت بالا و کالیبراسیون پایدار خود، قادر به اندازه گیری تغییرات جزیی در تراکم استخوان می باشد (۳۱–۹). به همین دلیل، توسط بسیاری از مراکز به منظور پاسخ گویی به درمان پوکی استخوان و پیگیری وضعیت بیماران طی یک یا دو سال پس از درمان، اسکن DXA پیشنهاد می شود (۱۴).

حال با توجه به آن که روش DXA بـه خـاطر تکـرار پـذیری 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 جزیمی تراکم استخوانی، بیماران را برای پی گیری روند درمان به مراکز تشخیص پوکی استخوان ارجاع میدهند، این سؤال مطرح می شود که «میزان بروز خطا به دلیل عدم تفريق صحيح مربوط به تضعيف بافت نرم از تضعيف كلى (استخوان و بافت نرم) چقدر است؟» و «آیا این میزان بـروز خطـا در حـد قابـل 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 پیش بینی شد. بنا بر این، وجود خطای بیشتر، مي تواند به عنوان بدتر يا بهتر شدن وضعيت بيمار بـ حسـاب آيـد و روند درمان را با مشکل مواجه سازد. از این رو، تخمین دقیـق 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 .(11-1)

مطالعهی حاضر با مطالعات قبلی تفاوتهای دارد که عـدم بـروز خطا با به کارگیری فانتوم به جای مطالعه ی انسانی، طراحی فـانتوم بـا قابلیت تغییـر در معـادل هـای اسـتخوانی و بافـت نـرم و متناسـب بـا موضوع مقاله و نه استفاده از فانتومهایی کـه بـرای موضـوعات دیگر طراحی شده است، از این جملهاند.

در مطالعه ی حاضر با طراحی فانتوم مهره های 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 معنی داری ندارد (۰۰۰۰ < ج)، اما بر کمیت های BMD و BMC مؤثر می باشد (۰۰۰۰ > ج). همچنین، تغییرات احتمالی

BMD در اثر تغییرات ضخامت معادل های 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 مطالعه ی دیگری، میزان خطا برای مهره های کمری ۵/۳ درصد تخمین زده شد که خطای قابل ملاحظه ای بود (۲۲).

بر خلاف استفاده ی 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 ۲۰ دا میش 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 اندازه گیری شد (۱۵). از اشکالات این مطالعه، می توان به عدم انجام تکرار پذیری آزمایش اشاره کرد؛ چرا که حجم آب مورد استفاده در اندازه گیری شده، تأثیر گذار است و بررسی دقت دستگاه سنجش اندازه گیری شده، تأثیر گذار است و بررسی دقت دستگاه سنجش تراکم استخوان با خطای ذاتی روبهرو است.

در مطالعهی دیگری با قرار دادن لایههای پلکسی گلاس به عنوان مادهی معادل بافت نیرم بر روی فیانتوم مهر مهای کمری از نیوع 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 غير قابل تغيير مي باشد. بنا بر اين، امكان مطالعه روى حالت هاي مختلف استخوانی و بافت نرم وجود ندارد. در مطالعه ی حاضر، با استفاده از فانتومي كه قابليت تغيير در مادهي معادل استخوان و بافت نرم را دارد، مطالعه برای ضخامتهای مختلف و حالت های مختلف استخوانی (طبیعی، استئوینی و استئویروز) فراهم گردید. همچنین، این فانتوم قابلیت استفاده برای تمامی دستگاههای سنجش تراکم استخوان را داشت و پیشنهاد می شود در مطالعات بعدی با کمک آن، دقت دیگر دستگاههای سنجش تراکم استخوان بررسی و با یکدیگر مقایسه گردد.

از بررسی مقالات مختلف، می توان دریافت که میزان خطای احتمالی در سیستمهای DXA به عوامل متعددی از جمله نوع دستگاه مورد استفاده، میزان ضخامت و ترکیبات بافت نـرم، ناحیـهی مـورد بررسی، آرتیفکتهای مرتبط با اندازه و برنامههای نرمافزاری بستگی دارد. با مطالعات و پیشرفت های اخیر دستگاه های 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 می تواند به دلیل استفاده از مد اسکن باشد؛ بدین صورت که در ابتدای شروع اسکن، دستگاه به طور اتوماتیک ضخامت ناحیه ی شکمی در محل مهر مهای کمری (۱۳-۲۵ cm) را تخمین زده و بر اساس آن، از فیلترهای جداگانهای

برای سنجش تراکم استخوانی ناحیهی مورد نظر استفاده کند. سـه مـد اسکن معمول در دستگاههای سنجش تراکم استخوان جدید (Thick Standard) و Thick) مى باشد.

با این وجود، هر چند روش DXA دقت و صحت بالایی را نسبت به روش های 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 می توان این خطاها را با ارایـهی راه حـل مناسب، کنترل و تا حد ممکن به حداقل رساند. چنانچـه در مطالعـهی 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 اندازه گیری های عملی قابل صرفنظر کردن است.

در هر صورت، پیشنهاد می شود اسکن های افراد بسیار لاغر (Weight \geq ۱۰۰ kg) و بسیار چاق (Weight \geq ۴۵ kg) با دقت بیشتری توسط پزشک مربوط بررسی گردد و احتمال بروز خطا در حدود ۱ درصد در نظر گرفته شود.

نتیجهگیری نهایی این کـه تغییـرات بافـت نـرم روی پارامترهـای BMD و BMC تـ أثير دارد، امــا بــر روى پــارامتر BA هــيچ تــأثير معنى دارى ندارد. همچنين، تغييرات ضخامت بافت نرم، تـأثير مسـتقيم 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.

تشكر وقدرداني

این مقاله حاص پایاننامهی دورهی کارشناسی ارشد افسانه کشاورز به شمارهی ۳۹۳۸۴۹ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان میباشد. بدین وسیله، از همکاری مدیریت و پرسنل محتـرم مرکـز تشـخیص پـوکی استخوان اصفهان تشكر و قدرداني مي شود.

References

- 1. Alishiri GH, Shakibaee 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,

مجله دانشکده یز شکی اصفهان – سال ۳۴ / شمار می ۳۷۸ هفتهی دوم خر داد ۱۳۹۵

www.SID.ir

301

www.mui.ac.ir

- 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.

rch

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.

مجله دانشکده پزشکی اصفهان – سال ۳۴ / شمارهی ۳۷۸ هفتهی دوم خرداد ۱۳۹۵

Vol. 34, No. 378, 2nd Week, June 2016

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

Mohammad Reza Salamat¹, Afsaneh Keshavarz², Amir Hossein Salamat³, <u>Ahmad Shanei⁴</u>

Abstract

Original Article

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 than1%) 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.

مجله دانشکده یز شکی اصفهان – سال ۳۴ / شمارهی ۳۷۷/ هفتهی اول خر داد ۱۳۹۵

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