Archive of SID

تعیین اثر چرخش استخوان فمور و تغییر زاویه مستطیل گردن فمور بر نتایج تراکم سنجی استخوان فمور

دکتر محمد مهدی امام[1]، دکتر صهبا چهرئی[2]*، دکتر علی چهرئی[3]

۱- روماتولوژیست، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲- روماتولوژیست، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی اراک
۳- دستیار پاتولوژی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

تاریخ دریافت ۸٤/۱۱/۱۱، تاریخ پذیرش ۸۵/۳/۱۰

چکیده

مقدمه: تراکم معدنی استخوان که به روش DEXA اندازه‌گیری می‌شود به طور گسترده‌ای در بیماران مبتلا به استئوپورز به کار می‌رود. عوامل وابسته به اپراتور یا ماشین می‌توانند دقت و صحت تخمین دانسیته معدنی استخوان (BMD) را تحت تأثیر قرار دهند.

روش کار: در این مطالعه مداخله‌ای قبل و بعد ، ۲۰۰ زن بین ۷۰-۳۰ سال فاقد هر گونه بیماری متابولیک استخوان یک بار در وضعیت استاندارد و سپس در وضعیت چرخش خارجی پا به میزان ۱۵° از حالت استاندارد و سپس یک بار با تغییر زاویه مستطیل گردن فمور از ۹۰° به ۸۰° ، مورد دانسیتومتری قرار گرفتند. اطلاعات مربوط به تراکم مستطیل گردن فمور، مثلث ward ، تروکانتر بزرگ، تنه فمور و توتال هیپ در هر دو حالت فوق ثبت و توسط آزمون های آماری مقایسه میانگین‌ها تجزیه و تحلیل گردید.

نتایج: چرخش خارجی پا به میزان ۱۵° از وضعیت استاندارد باعث افزایش قابل ملاحظه BMD در نواحی گردن فمور، ward ،تروکانتر و تنه شد (به ترتیب p<۰/۰۰۱ ، p<۰/۰۴ ، p< ۰/۰۰۱ و p< ۰/۰۰۸)، در حالی که تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر BMD توتال هیپ نداشت. تغییر زاویه مستطیل گردن فمور از ۹۰° به ۸۰° نسبت به محور مرکزی گردن فمور باعث کاهش قابل ملاحظه BMD در گردن فمور (p<۰/۰۰۱) و افزایش قابل ملاحظه BMD در نواحی ward، تروکانتر، تنه و توتال هیپ شد(به ترتیب p< ۰/۰۰۱ ، p< ۰/۰۰۱ ، p<۰/۰۰۱ و p< ۰/۰۴).

نتیجه‌گیری: چرخش غیر طبیعی هیپ یا تنظیم اشتباه ناحیه مورد نظر نواحی پنج گانه می‌توانند از عوامل مخدوش کننده مهم در ارزیابی دانسیتومتری‌های سریال باشند. با توجه به تأثیر کمتر وضعیت غیر طبیعی پا بر نتایج BMD توتال هیپ، شاید بتوان ناحیه توتال هیپ را ناحیه ارجح برای تفسیر دانسیتومتری در نظر گرفت.

واژگان کلیدی: دانسیته معدنی استخوان، خطای تکنیکی، تراکم سنجی، گردن فمور

***نویسنده مسئول:** اراک، بیمارستان ولی عصر (عج)، تلفن ۲۲٤۹۷۰۰

E-mail: chehreei_s@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

استئوپوروز شایع‌ترین بیماری متابولیک استخوان می‌باشد که با کاهش توده استخوانی و به هم خوردن ساختمان استخوان مشخص می‌شود. این تغییرات نهایتاً منجر به شکنندگی استخوان و متعاقب آن افزایش خط شکستگی که مهم‌ترین عارضه استئوپورز می‌باشد، می‌شوند(۱). علی‌رغم تأثیر عوامل مختلف بر بالا بردن خطر شکستگی، ارتباط زیادی بین تراکم معدنی استخوان(BMD[1]) و احتمال شکستگی وجود دارد(۲، ۳).

بر اساس تعریف، استئوپوروز، توده استخوانی پایین‌تر از ۲/۵- انحراف معیار نسبت به متوسط توده استخوانی بالغین جوان است که برای تشخیص آن نیاز به دانستن توده استخوانی داریم و در حال حاضر مطمئن‌ترین روش برای اطلاع از وضعیت تراکم استخوان و تخمین خطر شکستگی، سنجش توده استخوانی است(۵-۳).

یکی از روش‌هایی که در حال حاضر به طور گسترده‌ای برای اندازه‌گیری توده استخوانی به کار می‌رود روش DEXA[2] می‌باشد(۷-۵).

با توجه به این که در این روش دانسیته استخوان به صورت ساده و غیر تهاجمی، در زمانی کوتاه و با دریافت میزان اشعه کم سنجیده می‌شود، روش استاندارد طلائی برای سنجش تراکم استخوان محسوب می‌شود. با استفاده از DEXA امکان سنجش دانسیته مهره‌ها، هیپ و استخوان‌های پریفرال وجود دارد. در استخوان هیپ دانسیته قسمت‌های مختلفی از پروگزیمال هیپ که شامل مثلث ward، گردن فمور، تروکانتر، تنه فمور و دانسیته کلی فمور می‌باشد سنجیده می‌شود(۸، ۹).

فاکتورهایی که وابسته به ماشین یا اپراتور می‌باشند از جمله تعیین محل دقیق ناحیه مورد نظر(ROI[3]) هر منطقه از استخوان هیپ و وضعیت صحیح قرار گیری پای بیمار در هنگام انجام دانسیتومتری می‌تواند صحت و دقت تراکم سنجی استخوان را تحت تأثیر قرار دهد(۱۰، ۱۱).

در بسیاری از مراکز دانسیتومتری در ایران، نظارت مورد به مورد پزشک بر کار اپراتور وجود نداشته و اپراتور نیز ممکن است به دلیل بار بالای کاری دقت کاملی بر وضعیت چرخش هیپ در هنگام دانسیتومتری ننماید. از طرفی تأثیر چرخش هیپ بر میزان دانسیتومتری در مقالات مختلف مورد بحث قرار داشته است. لکامواسام مطالعه‌ای بر روی ۵۰ زن انجام داد و گزارش کرد که چرخش خارجی پا به میزان ۱۰° نسبت به وضعیت استاندارد باعث افزایش BMD در نواحی گردن، تروکانتر و ward شد، ولی تأثیر این چرخش بر روی توتال هیپ را گزارش نکرد(۱۰). این در حالی است که روزنتال در مطالعه‌ای که بر روی ۲۰۰ زن انجام داد گزارش کرد که چرخش خارجی پا نسبت به وضعیت استاندارد باعث افزایش دانسیته معدنی استخوان در هر دو ناحیه گردن فمور و توتال هیپ می‌شود(٤).

لذا بر آن شدیم مطالعه‌ای انجام دهیم و در آن میزان تراکم معدنی استخوان هیپ را در وضعیت استاندارد و غیر استاندارد پای بیمار اندازه‌گیری و مقایسه نماییم تا میزان تأثیرات ناشی از دقت اپراتور در تعیین وضعیت دقیق پای بیمار در نتیجه نهایی تراکم سنجی استخوان را بسنجیم. هم‌چنین با ایجاد تغییراتی در

[1] - Bone mineral density.
[2] - Dual-energy-xray absorptiometry.
[3] - Region of intrest.

www.SID.ir

Archive of SID

ROI نواحی پنج‌گانه استخوان هیپ میزان تأثیر تنظیم دقیق دستگاه بر نتیجه تراکم سنجی استخوان را بررسی نماییم.

روش کار

این پژوهش مداخله‌ای از نوع قبل و بعد، بر روی خانم‌های بین ۷۰-۳۰ سال مراجعه کننده به مرکز تراکم استخوان بیمارستان لقمان حکیم انجام شد. حجم نمونه بر اساس ۵٪ = α و ۸۰٪ = β، ۲۰۰ نفر محاسبه گردید.

به تعداد حجم نمونه از بین بیماران زن مراجعه کننده به مرکز تراکم سنجی استخوان بیمارستان لقمان که فاقد بیماری فعال زمینه‌ای مربوط به استخوان هیپ مانند آرتریت التهابی و آرتریت چرکی بودند به صورت تصادفی ۵ مورد در هر روز انتخاب و پس از اخذ رضایت ابتدا دانسیتومتری به روش استاندارد انجام گردید.

روش استاندارد به این ترتیب است که بیمار به صورت کاملاً مستقیم روی میز اسکن دراز می‌کشد به طوری که پشت سر بیمار در مرکز میز و سر بیمار درست زیر خط افقی که از بالای بالشتک میز عبور می‌کند، قرار گیرد. پای بیمار در حالت ۱۵° چرخش داخلی قرار می‌گیرد و برای اطمینان از ثابت بودن این وضعیت، پا به کمک یک بریس ثابت می‌شود. سنجش میزان تراکم استخوان با استفاده از دستگاه Lunar DpX-IQ(USA) coporaThoi , Madison , W/1537/3 با روش DEXA انجام شد. اطلاعات به دست آمده از دانسیتومتری فمور مربوط به ۵ ناحیه متفاوت از فمور است که هر یک به عنوان ناحیه مورد نظر (ROI) آن ناحیه تعریف می‌شود. این نواحی عبارتند از : مستطیل گردن فمور، مثلث ward ، تروکانتر بزرگ، تنه فمور و ROI کلی فمور. تنظیم ROI مربوط به گردن فمور توسط اپراتور صورت می‌گیرد و سپس تنظیم ROI بقیه نواحی بر اساس ROI گردن فمور و به صورت اتوماتیک توسط دستگاه انجام می‌شود. ROI گردن فمور باید به صورتی تنظیم شود که این مستطیل در انتهای پروگزیمال و عمود بر محور مرکزی گردن فمور قرار گیرد. چهار زاویه این ناحیه باید در بافت نرم واقع شوند و شامل هیچ قسمتی از تروکانتر بزرگ و ایسکیوم نشوند. قرار گرفتن مقادیر ناچیزی از ایسکیوم در این مستطیل به شرطی قابل قبول است که فاصله مشخص بین ایسکیوم و گردن فمور وجود داشته باشد.

پس از انجام دانسیتومتری به روش استاندارد، مرحله دوم دانسیتومتری در وضعیت خنثی (زاویه صفر درجه) یا ۱۵° چرخش خارجی نسبت به وضعیت استاندارد انجام شد.

در مرحله سوم، دانسیتومتری در وضعیت استاندارد ولی با زاویه ۸۰° مستطیل گردن فمور نسبت به محور مرکزی گردن فمور صورت گرفت. جهت رفع خطای سیستماتیک بین مشاهده گران کلیه دانسیتومتری‌ها توسط یک اپراتور انجام گرفت.

اطلاعات به دست آمده در مراحل دوم و سوم دانسیتومتری، هر یک با یافته های مربوط به دانسیتومتری به روش استاندارد مقایسه گردید. در تجزیه و تحلیل نتایج از شاخص‌های میانگین ، ۹۵ درصد دامنه اطمینان، خطای معیار و آزمون آماری تی زوج استفاده شد.

در کلیه مراحل تحقیق محققین متعهد به اصول اخلاقی اعلامیه اخلاق پژوهش وزارت بهداشت و درمان و آموزش پزشکی بودند و هزینه دانسیتومتری توسط محققین پرداخت گردید.

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج

در نگاه کلی به نتایج پژوهش، کلیه افراد مورد پژوهش خانم بودند و میانگین سنی آنها ٥٤/٦٢ (٥٦/١٣ - ٥٣/١) بود. میانگین قد افراد مورد پژوهش ١٥٤/١٤ سانتی‌متر (١٥٤/٨٨-١٥٣/٤٠) و میانگین وزن ایشان ٦٨/٩٤ کیلوگرم(٧٠/٣١ - ٦٧/٥٨) بود. اطلاعات مربوط به حالت استاندارد و تغییر زاویه گردن فمور از ٩٠° به ٨٠° بدین ترتیب است(جدول ١):

میانگین دانسیته معدنی استخوان در گردن فمور در حالت استاندارد ٠/٨٣١ گرم برسانتی متر مربع(٠/٨٤٧ - ٠/٨١٦) بود در حالی که میانگین دانسیته معدنی استخوانی پس از تغییر زاویه مستطیل گردن فمور به ٨٠°، ٠/٨٠٧ گرم برسانتی متر مربع (٠/٨٢٣-٠/٧٩٢) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٠١).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه ward در حالت استاندارد ٠/٦٧٥ گرم برسانتی متر مربع (٠/٦٩٤-٠/٦٥٧) بود در حالی که میانگین دانسیته معدنی استخوان پس از تغییر زاویه مستطیل گردن فمور به ٨٠، ٠/٦٨٦ گرم برسانتی متر مربع (٠/٧٠٥-٠/٦٦٨) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٠١).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه تروکانتر در حالت استاندارد ٠/٧١٥ گرم برسانتی متر مربع (٠/٧٣٠-٠/٧٠٠) بود در حالی که میانگین دانسیته معدنی استخوان پس از تغییر مستطیل گردن فمور به ٨٠°، ٠/٧٢٤ گرم برسانتی متر مربع (٧٤٠-٠/٧٠٨) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف آماری معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٠١).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه تنه در حالت استاندارد ١/٠٦٢ گرم برسانتی متر مربع (١/٠٨٤-١/٠٤١) بود در حالی که میانگین دانسیته معدنی استخوانی پس از تغییر زاویه مستطیل گردن فمور به ٨٠° ، ١/٠٦٩ گرم برسانتی متر مربع (١/٠٩١-١/٠٤٨) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٠١).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در حالت کلی (Total) در وضعیت استاندارد ٠/٨٩٦ گرم برسانتی متر مربع (٠/٩١٤ - ٠/٨٧٩) بود در حالی که میانگین دانسیته معدنی استخوانی پس از تغییر زاویه مستطیل گردن فمور به ٨٠°، ٠/٩١١ گرم برسانتی متر مربع (٠/٩٣٤-٠/٨٧٧) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٤).

در ذیل اطلاعات مربوط به حالت استاندارد (١٥° چرخش داخلی هیپ) و وضعیت خنثی مقایسه می‌گردد:

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه گردن فمور در حالت استاندارد ٠/٨٣١ گرم برسانتی متر مربع (٠/٨٤٧-٠/٨١٦) بود در حالی که در حالت خنثی ٠/٨٤٩ گرم برسانتی متر مربع (٠/٨٦٥-٠/٨٣٤) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٠١).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیهٔ ward در حالت استاندارد ٠/٦٧٥ گرم برسانتی متر مربع (٠/٦٩٤-٠/٦٥٧) بود در حالی که در حالت خنثی ٠/٦٨٣ گرم برسانتی متر مربع (٠/٧٠١-٠/٦٦٤) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ٠/٠٤).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه تروکانتر در حالت استاندارد ٠/٧١٥ گرم برسانتی متر مربع (٠/٧٣٠-٠/٧٠٠) بود در حالی که در حالت خنثی ٠/٧٢٨ گرم برسانتی متر مربع (٠/٧٤٤-٠/٧١٢) گردید

www.SID.ir

Archive of SID

که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد(p< ۰/۰۰۱).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در ناحیه تنه در حالت استاندارد ۱/۰۶۲ گرم برسانتی متر مربع (۱/۰۸٤-۱/۰٤۱) بود در حالی که در حالت خنثی ۱/۰۵٦ گرم برسانتی متر مربع (۱/۰۷۷-۱/۰۳٤) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری دارد (p< ۰/۰۰۸).

میانگین دانسیته معدنی استخوان در حالت کلی (Total) در وضعیت استاندارد ۰/۸۹٦ گرم برسانتی متر مربع (۰/۹۱٤-۰/۸۷۹) بود در حالی که در حالت خنثی ۰/۹۰۱ گرم برسانتی متر مربع (۰/۹۲۰-۰/۸۸۲) گردید که این میزان به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری ندارد.

بحث

عواملی که وابسته به ماشین یا اپراتور می‌باشند از جمله تعیین محل دقیق ROI هر منطقه از استخوان هیپ و وضعیت صحیح قرارگیری پای بیمار در هنگام انجام دانسیتومتری ممکن است صحت و دقت تراکم سنجی استخوان را تحت تأثیر قرار دهد. در این تحقیق BMD نواحی ۵ گانه هیپ در دو حالت استاندارد و وضعیت خنثی اندازه‌گیری شد که میزان BMD در ناحیه گردن فمور، ward و تروکانتر در حالت خنثی نسبت به حالت استاندارد افزایش معنی داری نشان می‌دهد. در حالی که میانگین تراکم معدنی استخوان کلی هیپ در وضعیت استاندارد و وضعیت خنثی اختلاف معنی‌داری نداشته است. از طرفی میزان BMD نواحی ۵ گانه فمور در حالت استاندارد و پس از تغییر زاویه مستطیل گردن فمور به ۸۰° تغییر معنی داری نشان می‌دهد.

نتایج مطالعات دیگری که تا به حال در این زمینه انجام یافته است به قرار زیر است:

در مطالعه‌ای که تانگ و همکاران در سال ۲۰۰۳ در خصوص اثر چرخش فمور بر میزان دانسیته استخوان هیپ بر روی ٤۰ زن سرپایی انجام دادند در سه مرحلهٔ خنثی و ۱۵° و ۳۰° چرخش داخلی میزان دانسیته هیپ اندازه‌گیری گردید. نتایج این مطالعه حاکی از آن است که BMD هیپ تفاوت معنی‌داری در حالت‌های فوق داشت که این تغییرات در ناحیهٔ استخوان‌های کانسلوس مثل مثلث ward و تروکانتر، بیش از ناحیه کورتیکال استخوان مانند گردن فمور بود(۷).

لکامواسام و همکاران در سال ۲۰۰۳ در مطالعه‌ای بر روی ۵۰ زن بدون بیماری فعال متابولیک استخوانی، اثر چرخش داخلی و خارجی پا بر BMD استخوان فمور را سنجیدند. نتایج این مطالعه حاکی از آن است که چرخش خارجی پا به میزان ۱۰° از حالت استاندارد، میانگین BMD را در نواحی گردن، تروکانتر و ward به ترتیب به میزان ۰/۰۰۵ ، ۰/۰۰۳ و ۰/۰۳٦ افزایش داد. این در حالی است که چرخش داخلی پا به میزان ۱۰° از وضعیت استاندارد، میانگین BMD را در نواحی گردن ، تروکانتر و ward به ترتیب به میزان ۰/۰۰۹ ، ۰/۰۰۵ و ۰/۰۰٦ کاهش داد که سطح معنی‌داری کلیه موارد فوق کمتر از ۰/۰۰۵ گزارش شد(۱۰).

روزنتال در سال ۲۰۰٤ بر روی ۲۰۰ زن ۸٦-۲۱ ساله اثر چرخش پا بر دانسیته استخوانی هیپ را در وضعیت‌های خنثی و ۲۵ درصد چرخش داخلی سنجید. در ٦۵ درصد بیماران، BMD در حالت خنثی نسبت به چرخش داخلی افزایش نشان داد و این افزایش شامل هر دو ناحیه گردن فمور و توتال هیپ می‌شد . هم‌چنین

www.SID.ir

Archive of SID

گزارش کردند که در ۳۵ درصد بیماران، BMD در هر دو ناحیه کاهش نشان داد . میانگین تغییرات مطلق BMD در ناحیه گردن فمور ۰/۲۵ گرم بر سانتی متر مربع بود که به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر از میانگین تغییرات مطلق BMD در ناحیه توتال هیپ بود(۰/۱۶ گرم بر سانتی متر مربع)(٤).

از طرفی در مطالعه ما میزان BMD در ناحیه گردن فمور پس از تغییر زاویه گردن فمور از ۹۰° به ۸۰° نسبت به حالت استاندارد کاهش، اما در ناحیه ward ، تروکانتر، تنه و توتال هیپ افزایش نشان داد.

جهت بررسی نتایج تحقیقاتی که در این زمینه وجود دارد در سایت‌های گوناگون از سال ۱۹۰۰ تاکنون جستجو به عمل آمد که تحقیق مشابهی در زمینه چرخش مستطیل گردن فمور انجام نگردیده بود.

در تمامی این مطالعات نهایتاً محققین بر ضرورت مناسب بودن وضعیت پای بیمار در حین انجام دانسیتومتری تأکید و اشاره کردند که وضعیت مناسب پای بیمار در حین انجام دانسیتومتری میزان دقت را به طور قابل ملاحظه‌ای بهبود می‌بخشد(٤، ۷، ۸).

در مطالعه حاضر چرخش خارجی پا به میزان ۱۵° تأثیر معنی‌داری در BMD ناحیه گردن فمور داشت، در حالی که همین میزان چرخش، تأثیر قابل ملاحظه‌ای در BMD ناحیه توتال هیپ نداشت. در حال حاضر در بعضی مراکز از BMD گردن فمور جهت تفسیر نتیجه دانسیتومتری استفاده می‌شود و در مراکز دیگر ترجیحاً تفسیر دانسیتومتری بر مبنای BMD توتال هیپ صورت می‌گیرد . با توجه به تأثیر کمتر وضعیت غیر طبیعی پا بر نتایج BMD توتال هیپ شاید بتوان ناحیه توتال هیپ را ناحیه ارجح برای تفسیر دانسیتومتری دانست به طوری که در حال حاضر نیز بسیاری از مراکز با توجه به این مطلب که خطای دقت[1] در این ناحیه به طور قابل ملاحظه‌ای از گردن فمور کمتر است (۲/۵ -۱/۷ درصد در توتال هیپ در برابر ۳/٦ - ۲/۳ درصد برای گردن فمور) ترجیحاً از این ناحیه جهت تفسیر دانسیتومتری استفاده می‌کنند(٤). برای توجیه این مسئله باید به این نکته اشاره کرد که توزیع بافت معدنی استخوان در گردن فمور کاملاً هتروژنوس می‌باشد و مختصری جابجائی ROI این ناحیه به طور قابل ملاحظه‌ای باعث تغییر BMD گزارش شده، می‌شود(٤، ۷).

با توجه به وابسته بودن انجام تراکم سنجی به اپراتور انجام دهنده ، خطاهای بین مشاهده‌گران و بین یک مشاهده‌گر در روزها و ساعات مختلف می‌توانست از محدودیت‌های این مطالعه باشد که با انتخاب یک اپراتور آموزش دیده و کنترل کیفی عملکرد ایشان خطای بین مشاهده‌گران رفع و خطای داخلی مشاهده‌گر به حداقل میزان رسید.

می‌توان گفت نتایج حاصل از مطالعه ما با سایر تحقیقاتی که در این زمینه صورت گرفته هم سو بود و ما نیز بر اهمیت وضعیت قرارگیری پای بیمار در حین انجام دانسیتومتری به خصوص در مراکزی که از گردن فمور به عنوان ناحیه مرجع استفاده می‌شود تأکید داریم تا بدین وسیله تفسیر نتایج دانسیتومتری به خصوص دانسیتومتری‌های سریال، صحیح صورت گیرد.

وضعیت و چرخش غیر طبیعی پا در دانسیتومتری‌های سریال جهت بررسی و مقایسه وضعیت فعلی و قبلی بیمار و یا ارزیابی پاسخ درمانی وی می‌تواند یک عامل مخدوش کننده مهم به حساب آید . به عنوان مثال چرخش خارجی پا باعث افزایش BMD گردن فمور به طور کاذب می‌شود و در نتیجه ممکن

[1] - Precision error.

www.SID.ir

Archive of SID

است شروع درمان در بیماری که واقعاً کاندید درمان جهت استئوپورز می‌باشد به تعویق افتد .

از طرف دیگر چرخش زاویه مستطیل گردن فمور از ۹۰° به ۸۰° نسبت به محور مرکزی فمور باعث کاهش دانسیته گردن فمور و افزایش آن در سایر نواحی شد که علت آن نیز جابجایی ROI نواحی ۵ گانه فمور می‌باشد.

نتیجه گیری

بنابراین در یک نتیجه‌گیری کلی می‌توان گفت که علاوه بر وضعیت مناسب پای بیمار در هنگام دانسیتومتری سایر فاکتورهای وابسته به ماشین یا اپراتور نیز می‌توانند صحت و دقت تراکم سنجی استخوان را تحت تأثیر قرار دهند و آموزش صحیح اپراتور و نظارت دقیق پزشک می‌تواند میزان این خطاها را کاهش دهد. هم‌چنین پیشنهاد می‌گردد با توجه به تأثیر کمتر وضعیت غیر طبیعی پا بر نتایج BMD توتال هیپ در مراکز دانسیتومتری، به جای گردن فمور از ناحیه توتال هیپ به عنوان شاخص تراکم سنجی استفاده گردد.

منابع

1. Edward D, Rarlph C, Mark C. Kelly text book of rheumatology. 7th ed. USA: Elsevier science; 2005. p. 1473-1493.

2. Lesslie WD, Ward LM. Bone density monitoring with the total hip site: time for a reevaluation? J cin Densitometry 2004; 7(3):260-740.

3.Eriksen EF. Osteoporosis pathogenesis. European calcified society 2001. Available from: http/www. Ectsoc.org / reviews. 2/7/2005.

4. Rosentall. Position statement: executive summary. The writing group for international society for clinical densitometry (ISCD) position development conference. J clinic Densitom 2004; 7(1): 7-12.

5. Deal C. Using bone densitometry to monitor therapy in treating osteoporosis. Current Rheumatology Report 2001; 3: 233 -329.

6. Bates D, Black D. Clinical use of bone densitometry, clinical opplication. JAMA 2002; 288: 1898-1900.

7. Tang H, Ren SM. Effeet of femoral rotation on hip bone mineral density measure ment. Zhan gguo riyi xue Re Xae Yue Xue Bao 2003; 25(3): 276.

8. Goh JC, Low SL. Effect of femoral rotation on bone mineral density measurement with dual energy x-ray absorptiometry. Calcif Tissue Int 1995; 57 (5) : 340-3.

9. Wilson CR, Blak CM. The effect of positioning on dual energy x-ray bone densitometry the proximal femur. Bone miner 1991; 13(1): 69-76.

10. lekamwasam S, le Nora RS. Effect of leg rotation on hip bone minral density measurement. J Clinic Densitom 2003; 6(4):331-6.

11. Morgan SL, Aber crombie W. Need for precision studies at individual institution an assessment of size of region of interest on serial DXA Scan. J clinic Densitom 2003; 6(2): 97-101.

www.SID.ir

Archive of SID

The effect of leg rotation and femoral neck angle change on densitometry of femur

Emam MM[5], Chehrei S[6], Chehrei A[7]

Abstract

Introduction: Bone mineral density (BMD) measured by dual energy x-ray absorbtiometry (DEXA) is widely used in management of patients with osteoporosis. Factors which are specific to machine or operator, can influence the accuracy and precision of BMD estimations. In this study we investigated the effect of leg rotation and femoral neck on densitometry of femur.

Materials and Methods: In a before and after, interventional study on 200 women between 30-70 years old, without metabolic bone diseases, densitometry was done first in standard position and then in 15˚rotation of leg from standard position and then after changing femoral neck angle from 90˚ to 80˚in relation to central femoral neck axis . Density of femoral neck, ward triangle, greater trochanter, shaft of femur and total hip was measured and data was analyzed by means comparison test.

Results: External rotation of leg by 15˚ from the customary position, increased the average BMD in femoral neck, wards area, trochanter and shaft ($p<0.001$, $p<0.04$, $p<0.001$, $p<0.008$ respectively).While no significant change was observed in average BMD of total hip. Change of femoral neck area angle from 90˚ to 80˚ in relation to central femoral axis decreased BMD in femoral neck ($p<0.001$), and significantly increased BMD in wards triangle, trochanter, shaft and total hip ($p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.04$ respectively).

Conclusion: Malrotation of hip can be an important confounding factor when interpreting serial BMD values. Regarding the less effect of malpositioning on BMD of total hip, this area may be prefered for assessment of densitometry result.

Key word: Bone mineral density, technical error, densitometry, femoral neck.

[5] - Rheumatologist, Shahid Beheshti University of medical sciences.
[6] - Rheumatologist, Arak University of medical sciences.
[7] - Resident of pathology, Isfahan University of medical sciences.

www.SID.ir