

شبیه سازی مونت کارلو چگالی سنجی استخوان

## بررسی تکنیک چگالی سنجی استخوان به روش دو فوتونی و سه فوتونی با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

علیرضا کمالی اصل<sup>۱\*</sup>، آرش درفشه<sup>۲</sup>، سید محمودرضا آقامیری<sup>۳</sup>

۱- استادیار گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران

۲- دانشجوی دکترای پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

۳- دانشیار گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۷/۱۰/۲۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۳/۱۱

### چکیده

**مقدمه:** هنگام استفاده از سیستمهای چگالی سنج استخوان به روش جذب دوفوتونی، توزیع ناهمگون بافت چربی در بیماران سبب ایجاد خطا در صحت نتایج آن می شود چرا که در این سیستمها بدن انسان به صورت دو مؤلفه بافت نرم و مواد معدنی استخوان مدل می شود. برای اینکه برآورد صحیح تری داشته باشیم بایستی از مدلی استفاده کنیم که در آن اثر چربی در نظر گرفته شود. در این نوشتار با شبیه سازی مونت کارلو با استفاده از کد MCNP، ابتدا به بررسی روشهای موجود می پردازیم و سپس به بررسی روشهای پیشنهادی و همچنین به بررسی اثر الگوی هندسی و شکل خوردگیهای استخوان بر نتایج اندازه گیری می پردازیم.

**مواد و روشها:** برای شبیه سازی روشهای چگالی سنجی از کد MCNP استفاده شده است. شبیه سازی مونت کارلو یک روش آماری بر پایه اعداد تصادفی و احتمال آماری می باشد. این نوع شبیه سازی یکی از مهمترین ابزارها برای مطالعه و بررسی انتقال ذرات و برهمکنشهای آنها با مواد و همچنین حفاظت در برابر تابش و دزسنجی می باشد. کد MCNP یک کد چند منظوره مونت کارلو است که می توان آن را برای بررسی مسائل ترانسپورت نوترون، فوتون و الکترون به کار برد.

**نتایج:** صحت اندازه گیری در مواجهه با توزیع ناهمگون بافت چرب با استفاده از روش دومولفه ای رایج کاهش می یابد. با استفاده از روش سه مولفه ای-دو انرژی صحت نتایج بهتر می شود در حالی که روش سه انرژی نتایج قابل قبولی ندارد. **بحث:** علت بهبود صحت نتایج روش سه مولفه ای در نظر گرفتن مولفه بافت چربی به تنهایی می باشد. و دلیل ناکارآمد بودن روش سه انرژی به نوعی ناشی از وابسته بودن ضرایب تضعیف در سه انرژی مختلف می باشد. **نتیجه گیری:** استفاده از روش جذب سه فوتونی نمی تواند راه حل کارآمدی برای فائق آمدن به مشکل عدم توزیع هماهنگ بافت چربی باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۴، شماره ۱۶ و ۱۷، پاییز و زمستان ۸۶: ۷۳-۶۵)

**واژگان کلیدی:** روش جذب دو فوتونی، روش جذب سه فوتونی، صحت، چگالی سنجی استخوان، شبیه سازی مونت کارلو، کد MCNP

\* نویسنده مسؤول: علیرضا کمالی اصل

آدرس: گروه مهندسی پرتو پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی تهران

a\_r\_kamali@yahoo.com

تلفن: ۰۲۱۰۵-۶۶۴۰ (۲۱) ۹۸+

## ۱- مقدمه

و دقت بیانگر این است که با تکرار اندازه گیری در شرایط ثابت، اعداد به دست آمده تا چه اندازه به هم نزدیک هستند. در بررسی هایی که به منظور تعیین آستانه شکستگی استخوان در افراد مبتلا به پوکی استخوان و شروع درمان های لازم صورت می گیرد، صحت اندازه گیری بر دقت آن ارجحیت دارد. اما چنانچه بررسی بر روی شخص به منظور بررسی اثرات درمان و یا تغییرات محتویات استخوان در طی دوره ای مشخص صورت می گیرد، دقت اندازه گیری مهم تر از صحت آن است.

دقت بدست آمده در اندازه گیری محتویات معدنی استخوان به روش جذب دو فوتونی معمولاً بهتر از ۲٪ است؛ اما برای صحت آن، خطاهای ناشی از عدم یکنواختی توزیع چربی تا بیش از ۱۰٪ گزارش داده شده است [۲]. این خطاها از آنجا ناشی می شود که روش مرسوم جذب دوفوتونی مدلی دو مؤلفه ای برای بدن انسان در نظر می گیرد که شامل مواد معدنی استخوان و بافت نرم می باشد؛ لذا توزیع ناهمگون چربی سبب ایجاد خطا در صحت اندازه گیری می شود.

در این نوشتار اثر افزایش بافت چربی بر صحت اندازه گیری چگالی استخوان به روش جذب دو فوتونی بررسی می شود و سپس به بررسی چند روش برای بهبود صحت اندازه گیری به روش جذب دوفوتونی می پردازیم و آنها را به روش مونت کارلو و با استفاده از کد MCNP-4C شبیه سازی و ارزیابی می کنیم. همچنین اثر الگوی هندسی خوردگی های استخوان بر صحت اندازه گیری چگالی استخوان به روش جذب دو فوتونی نیز بررسی می شود.

## ۲- مواد و روشها

یکی از روش های به کار گرفته شده جهت ارزیابی چگالی استخوان روش جذب دوفوتونی است. در این روش فوتون هایی با دو انرژی متمایز از بافت عبور می کنند و دو

پوکی استخوان نوعی بیماری استخوانی است که در آن میزان مواد معدنی استخوان کاهش و در نتیجه خطر شکستگی استخوان افزایش می یابد. علاوه بر درد و رنج ناشی از آن در بیماران مبتلا، که بیشتر بانوان سالخورده می باشند، این بیماری هزینه های سنگینی به جامعه تحمیل می کند چرا که اکثر شکستگی ها ناشی از این بیماری می باشند. با تشخیص صحیح و به موقع این بیماری می توان تا حدودی به درمان آن پرداخت و سبب پیشگیری از شکستگی های استخوان در بیماران شد. تحلیل محتویات بافت استخوان به طور زنده ابزار مهمی در تشخیص بیماری های استخوانی می باشد. روش های فیزیکی گوناگونی برای تخمین محتویات بافت های بدن وجود دارد؛ روش های مبتنی بر رادیوگرافی به سبب خواص جذبی بالای اشعه ایکس در استخوان نسبت به سایر بافت ها، امکان تعیین چگالی مواد معدنی استخوان را به طور تحلیلی در بافت زنده فراهم می آورند. روش های رادیوگرافی نوین برای اندازه گیری محتویات معدنی بافت استخوان عبارتند از: توموگرافی کامپیوتری کمی تک انرژی و دو انرژی، جذب دو فوتونی و جذب دو انرژی پرتوی ایکس.

اندازه گیری چگالی مواد معدنی استخوان بیشتر به منظور تشخیص پوکی استخوان بکار می رود. سایر کاربردهای این نوع اندازه گیری عبارتند از بررسی شکل گیری استخوان پا در خلال رشد طولی، اندازه گیری بهبود شکستگی استخوان، بررسی تغییرات آن در اطراف ایمپلنت های ارتوپدی [۱]. دقت و صحت عباراتی هستند که در حوزه بررسی کمی مقادیر علمی بکار می روند و به ترتیب قابلیت تکرار پذیری اندازه گیری و میزان توانایی سیستم در اندازه گیری مقدار واقعی آن کمیت را نشان می دهند. در چگالی سنجی استخوان، صحت بیانگر این است که تا چه اندازه مقدار به دست آمده منعکس کننده مقدار واقعی چگالی استخوان است

شبیه سازی مونت کارلو چگالی سنجی استخوان

مرجع [۲] توصیه شده است روش تعمیم یافته یا سه مؤلفه‌ای جذب دوفوتونی می باشد. اساس این روش همانند روش عادی دوفوتونی می باشد اما از آنجا که مولفه چربی را در نظر گرفته ایم بایستی یک معادله دیگر به دو معادله قبلی اضافه شود. در این روش سه مولفه در نظر گرفته شده عبارتند از بافت نرم خالص (بدون چربی)، بافت چرب، و مواد معدنی استخوان. در این روش کل ضخامت طی شده توسط فوتون‌ها در بافت را به عنوان معادله سوم در نظر می گیرند. به این ترتیب معادلات به صورت زیر در می آیند:

$$\begin{aligned} I_h &= I_{0h} \exp[-(\mu_{lsh}t_s + \mu_{lbh}t_b + \mu_{lfh}t_f)] \quad (3) \\ I_l &= I_{0l} \exp[-(\mu_{lsl}t_s + \mu_{lbl}t_b + \mu_{lfl}t_f)] \\ T &= t_s + t_b + t_f \end{aligned}$$

پارامترهای بکار رفته در روابط (۳) مشابه روش دو مؤلفه‌ای می باشد با این تفاوت که ضرایب تضعیف و ضخامت‌ها، خطی می باشند و رابطه  $x_i = t_i \rho_i$  بین ضخامت طولی و ضخامت جرمی برقرار است. ضمناً پانویس‌های  $f$  مربوط به چربی می باشند مثلاً  $t_f$  بیانگر ضخامت چربی می باشد. با حل دستگاه فوق، ضخامت بصورت زیر در می آید.

$$t_b = \frac{\begin{vmatrix} \mu_{lsh} & -\ln(I_h/I_{0h}) & \mu_{lfh} \\ \mu_{lsl} & -\ln(I_l/I_{0l}) & \mu_{lfl} \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \mu_{lsh} & \mu_{lbh} & \mu_{lfh} \\ \mu_{lsl} & \mu_{lbl} & \mu_{lfl} \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix}} \quad (4)$$

یک روش دیگر برای در نظر گرفتن اثر چربی که کمتر مورد توجه قرار گرفته است استفاده از فوتون‌ها با سه انرژی متفاوت می باشد؛ در اینصورت معادلات عبور پرتوها بصورت زیر در می آید.

$$\begin{aligned} I_1 &= I_{01} \exp[-(\mu_{l1s}t_s + \mu_{l1b}t_b + \mu_{l1f}t_f)] \\ I_2 &= I_{02} \exp[-(\mu_{l2s}t_s + \mu_{l2b}t_b + \mu_{l2f}t_f)] \quad (5) \\ I_3 &= I_{03} \exp[-(\mu_{l3s}t_s + \mu_{l3b}t_b + \mu_{l3f}t_f)] \end{aligned}$$

فرض اساسی صورت می گیرد. اولاً ناحیه تحت بررسی از دو مؤلفه بافت نرم و مواد معدنی استخوان تشکیل شده و ثانیاً فرایند عبور فوتون از بدن به خوبی از روابط نمایی مبتنی بر ضرایب تضعیف پیروی می کند معادلات عبور پرتو با این دو فرض اخیر به صورت زیر به دست می آید:

$$I_h = I_{0h} \exp[-(\mu_{msh}x_s + \mu_{mbh}x_b)] \quad (1)$$

$$I_l = I_{0l} \exp[-(\mu_{msl}x_s + \mu_{mbl}x_b)]$$

پارامترهای  $I_h, I_l, I_{0h}, I_{0l}, \mu_{msh}, \mu_{mbl}, \mu_{mbh}$  که در روابط (۱) به کار رفته‌اند به ترتیب عبارتند از: شدت فوتون‌های کم انرژی عبور کرده، شدت فوتون‌های پرانرژی عبور کرده، شدت اولیه فوتون‌های کم انرژی، شدت اولیه فوتون‌های پرانرژی، ضریب تضعیف جرمی بافت نرم در محدوده انرژی فوتون‌های کم انرژی، ضریب تضعیف جرمی بافت نرم در محدوده انرژی فوتون‌های پر انرژی، ضریب تضعیف جرمی مواد معدنی استخوان در محدوده انرژی فوتون‌های کم انرژی، ضریب تضعیف جرمی مواد معدنی استخوان در محدوده انرژی فوتون‌های کم انرژی، ضریب تضعیف جرمی (بر حسب  $gcm^{-2}$ ) که توسط فوتون‌ها در بافت نرم پیموده می شود، و ضخامت جرمی که توسط فوتون‌ها در استخوان پیموده می شود.

با حل این دستگاه دو معادله دو مجهولی،  $x_b$  بدست می آید:

$$x_b = \frac{R_s \ln\left(\frac{I_{0h}}{I_h}\right) - \ln\left(\frac{I_{0l}}{I_l}\right)}{R_s \mu_{mbh} - \mu_{mbl}} \quad (2)$$

$$\text{که } R_s = \frac{\mu_{msl}}{\mu_{msh}} \quad [1].$$

از آنجا که روش دوفوتونی بدن را بصورت دو مؤلفه بافت نرم و مواد معدنی استخوان فرض می کند، توزیع ناهماهنگ چربی در بافت نرم سبب ایجاد خطا در صحت اندازه گیری می شود. از اینروست که استفاده از روش‌هایی که مولفه مربوط به چربی را در نظر می گیرند توصیه می شود. یکی از این روش‌ها که در

در برگیرنده اطلاعاتی از قبیل مشخصات هندسه، توصیف مواد و نحوه انتخاب سطح مقاطع آنها، مکان و مشخصات چشمه ذرات که می تواند نوترون، فوتون یا الکترون باشند، و نوع خروجی ها و هر نوع روش کاهش واریانس که برای بهبود بازدهی صورت می گیرد، می باشد. غالباً از سطح مقطع نقطه ای استفاده می شود اگرچه اطلاعات سطح مقطع های گروهی نیز قابل دسترس می باشند. برای فوتونها در این کد، پراکندگی همدوس و غیر همدوس، احتمال تابش فلوئورستی بعد از جذب فوتوالکتریک، تولید زوج همراه با تابش نابودی محلی و همچنین تابش ترمزی به حساب می آیند [۳].

## ۲-۲- بدست آوردن ضرایب تضعیف

از آنجا که روش های نامبرده شده در بخش قبلی همگی مبتنی بر تضعیف پرتو می باشد، بایستی از ضرایب تضعیف موادی که پرتو از آنها می گذرد اطلاع داشته باشیم. برای نیل به این مقصود با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو این مقادیر را بدست می آوریم.

هنگامی که یک باریکه پرتو با شدت  $I_0$  از ماده ای به ضخامت  $t$  گذر کند، رابطه  $I = I_0 \exp(-\mu t)$  بین شدت پرتو اولیه و پرتوی گذر کرده از ماده برقرار است.  $\mu$  ضریب تضعیف خطی نامیده می شود و به جنس ماده و انرژی پرتو بستگی دارد. یک راه عملی برای بدست آوردن مقدار  $\mu$  این است که آزمایشی ترتیب دهیم که در آن از یک چشمه تک انرژی با انرژی مورد نظر استفاده کنیم تا علاوه بر ارزیابی سیستم با تغییر ضخامت ماده مورد بحث، شدت فوتون های گذر کرده از ماده،  $I$ ، را بدست آوریم. با برازش یک منحنی نمایی از منحنی  $I$  بر حسب  $t$ ، مقدار  $\mu$  بدست می آید. برای پرهیز از دخالت پرتوهای پراکندگی بر مقدار  $I$  لازم است که علاوه بر قرار دادن کولیماتور آشکارساز- فقط پرتوهایی را که دارای همان انرژی پرتوی اولیه هستند در تعداد  $I$  ثبت کنیم.

پانویس های ۱، ۲ و ۳ نشان دهنده انرژی های سه گانه هستند و سایر پارامترهای آن قبلاً تعریف شده اند. با حل دستگاه فوق ضخامت استخوان بصورت ذیل بدست می آید.

$$t_b = \frac{\begin{vmatrix} \mu_{ls1} & -\ln(I_1 / I_{01}) & \mu_{lf1} \\ \mu_{ls2} & -\ln(I_2 / I_{02}) & \mu_{lf2} \\ \mu_{ls3} & -\ln(I_3 / I_{03}) & \mu_{lf3} \end{vmatrix}}{\begin{vmatrix} \mu_{ls1} & \mu_{lb1} & \mu_{lf1} \\ \mu_{ls2} & \mu_{lb2} & \mu_{lf2} \\ \mu_{ls3} & \mu_{lb3} & \mu_{lf3} \end{vmatrix}} \quad (6)$$

## ۲-۱- شبیه سازی

شبیه سازی مونت کارلو یک روش آماری برای حل مسایل بر پایه اعداد تصادفی و احتمال آماری می باشد. این نوع شبیه سازی یکی از مهمترین ابزارها برای مطالعه و بررسی انتقال ذرات و برهمکنشهای آنها با مواد و همچنین حفاظت در برابر تابش و دزسنجی می باشد. کد MCNP یک کد چند منظوره مونت کارلو است که می توان آن را برای بررسی مسائل ترانسپورت ذراتی همانند نوترون، فوتون و الکترون به کار برد. کاربردهای خاص آن شامل حفاظت در برابر تابش و دوزیمتری، حفاظ سازی در برابر تابش، رادیوگرافی، فیزیک پزشکی، بحرانی شدن هسته ای، طراحی و تحلیل آشکارساز، طراحی هدف برای شتاب دهنده، طراحی راکتور شکافت میباشد. از امکانات این کد می توان به انرژی پیوسته، هندسه تعمیم یافته و مستقل از زمان بودن آن اشاره کرد. انرژی نوترونها در محدوده ۱۰ تا ۲۰ کیلو الکترون ولت و انرژی فوتونها و الکترونها در محدوده ۱ کیلو الکترون ولت تا ۱۰۰۰ مگا الکترون ولت قابل شبیه سازی و ارزیابی می باشد [۳].

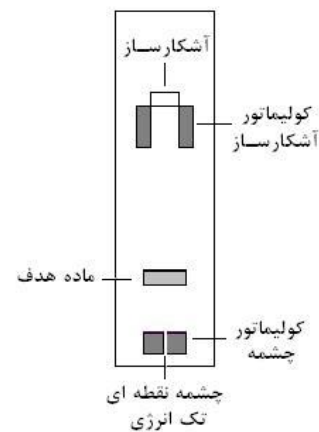
این کد از یک هندسه سه بعدی دلخواه که مواد تشکیل دهنده آن در سلولهایی محصور به سطوح درجه یک و درجه دو قرار گرفته اند استفاده می کند. فایل ورودی توسط کاربر ایجاد می شود و در نهایت توسط MCNP خوانده می شود؛ این فایل

فوتون‌های تک انرژی در انرژی مورد نظر (۴۴، ۵۹/۵ و ۱۰۰ کیلوالکترون ولت) از آنها، تعداد فوتون‌های رسیده شده به آشکارساز را در خروجی برنامه دریافت می‌کنیم. این ارقام بایستی از رابطه نمایی  $I = I_0 \exp(-\mu t)$  پیروی کنند که در آن  $I$  تعداد فوتون‌های رسیده شده به آشکارساز می‌باشد و  $t$  ضخامت ماده مورد نظر است. با برازش منحنی نمایی از این ارقام، مقدار  $\mu$  بدست می‌آید. در مقایسه مقادیر  $\mu$  استخراج شده از آن منحنی‌ها، با مقادیر واقعی استخراج شده از مرجع [۵] ملاحظه می‌شود که خطای بین مقادیر واقعی و مقادیر شبیه سازی شده بین ۰/۴۷٪ تا ۱٪ در نوسان است. بدینسان از صحیح بودن شبیه سازی و نتایج آن مطمئن می‌شویم. اکنون که ضرایب تضعیف مواد مورد استفاده در شبیه سازی را بدست آورده ایم به شبیه سازی روش‌های جذب فوتونی می‌پردازیم.

### ۲-۳- روش جذب دوفوتونی و اثر چربی

برای شبیه سازی این روش از یک چشمه شامل مخلوط  $^{153}\text{Gd}$  (۴۴ و ۱۰۰ کیلوالکترون ولت) و  $^{254}\text{Am}$  (۵۹/۵ کیلوالکترون ولت) استفاده می‌کنیم و فراوانی تمامی انرژی‌ها به نسبت یکسان در نظر گرفته شده است. اساساً در این روش به دو انرژی فوتون احتیاج داریم اما در این شبیه سازی ما از سه انرژی استفاده می‌کنیم که بتوانیم یک مقایسه بین نتایج حاصل از انتخاب دو انرژی دلخواه انجام دهیم و به نوعی انرژی‌های بهینه برای این روش را بدست آوریم. در این شبیه سازی ناحیه استخوان رادیوس که غالباً در اندازه گیری چگالی استخوان مورد آزمایش قرار می‌گیرد را در نظر می‌گیریم. این ناحیه دارای مدل استاندارد شکل (۲) می‌باشد. ضخامت معادل مواد معدنی و بافت نرم به ترتیب ۰/۵۵ و ۶ سانتیمتر است که به طور مساوی به بافت نرم خالص و بافت چربی اختصاص یافته است یعنی نسبت ضخامتی آنها ۵۰:۵۰ است. [۲] برای پی بردن به تأثیر توزیع ناهمگون چربی با

ز آنجا که قصد داریم به شبیه سازی روش جذب دو فوتونی و سه فوتونی بپردازیم و از انرژی‌های ۴۴، ۵۹/۵ و ۱۰۰ کیلوالکترون ولت که متناظر با انرژی‌های گسیل شده از  $^{153}\text{Gd}$  (۴۴ و ۱۰۰ کیلوالکترون ولت) و  $^{254}\text{Am}$  (۵۹/۵ کیلوالکترون ولت) است استفاده می‌کنیم؛ و بافت‌هایی که از آن پرتو گذر می‌کند عبارتند از بافت نرم خالص، بافت چربی، مخلوط بافت نرم - چربی و مواد معدنی استخوان، لذا بایستی مقادیر  $\mu$  را برای این مواد و در انرژی‌های ذکر شده بدست آوریم. برای بدست آوردن این مقادیر از مدل شکل (۱) استفاده می‌کنیم. کولیماتور سربی جلوی چشمه به منظور ایجاد یک پرتو باریک از فوتون‌های تک انرژی قرار گرفته است و کولیماتور سربی آشکارساز به منظور حذف فوتون‌های پراکندگی قرار گرفته است. ضخامت ماده هدف که در هر نوبت شبیه سازی یکی از مواد نام برده شده می‌باشد، از ۱ میلیمتر تا ۱۰ میلیمتر تغییر می‌کند. ترکیب عناصر تشکیل دهنده بافت نرم خالص، بافت چربی، مخلوط بافت نرم - چربی و مواد معدنی استخوان که در این شبیه سازی بکار برده شده اند از مرجع [۴] استخراج شده اند.



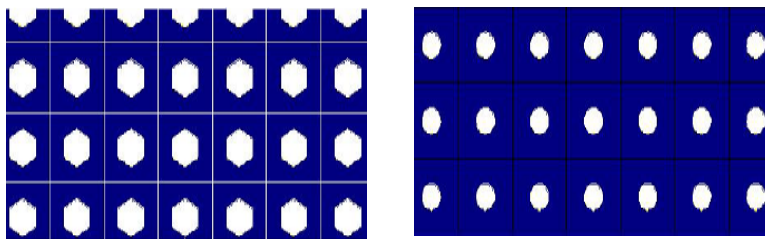
شکل ۱- هندسه مربوط به بدست آوردن ضرایب تضعیف

در شبیه سازی تعداد ده ضخامت مختلف از ۰/۱ تا ۱ سانتی متر از ماده مورد نظر را قرار می‌دهیم و با عبور دادن

## ۲-۵- بررسی الگوی هندسی خوردگی‌ها

بیماران مبتلا به استئوپروز بطور متوسط سالیانه ۳٪ از مواد معدنی استخوان خود را از دست می‌دهند؛ این امر با ایجاد و بزرگتر شدن حفره‌هایی در استخوان رخ می‌دهد؛ یعنی حجمی از مواد معدنی استخوان از بین می‌رود و بجای آن مواد میان بافتی می‌نشینند. به مرور زمان از آنجا که استئوپروز در مراحل اولیه عوارض ظاهری ندارد ممکن است بیمار بدون اینکه خود متوجه باشد بالغ بر ۵۰ تا ۷۰ درصد از مواد معدنی استخوان خود را از دست بدهد [۶].

برای بررسی اثر الگوی هندسی و شکل خوردگی‌ها بر نتایج بدست آمده از روش‌های فوق این‌گونه عمل می‌کنیم. دو نوع الگوی شش وجهی و استوانه ای را برای خوردگی‌ها در نظر می‌گیریم بطوری که میزان حجم خوردگی‌ها در این دو حالت برابر با هم باشند و تفاوت آنها فقط در شکل خوردگی‌ها باشد (شکل ۳). در ابتدا حفره‌هایی در ابعاد استاندارد برای شخص سالم در نظر می‌گیریم و پس از آن با بزرگتر کردن ابعاد این حفره‌ها به گونه ای که میزان خوردگی‌ها تا ۶۰٪ برسد، به بررسی صحت و دقت روش‌های جذب دوفوتونی می‌پردازیم و تاثیر نوع شکل خوردگی‌ها بر نتایج را بررسی می‌کنیم.



شکل ۳- الگوی خوردگی با سطح مقاطع استوانه ای و شش وجهی

آمده اند. با توجه به اعداد بدست آمده در می‌یابیم که در بهترین حالت (خط ۲) دارای ۴٪ خطای متوسط می‌باشیم که اگر میانگین گیری نکنیم بیشینه دارای ۷/۶۹٪ خطا هستیم؛ از

ثابت نگاه داشتن ضخامت کل بافت نرم با تغییر سهم چربی در آن از ۱۰٪ تا ۹۰٪ به انجام شبیه سازی می‌پردازیم. نتایج حاصل از آن در شکل (۴) دیده می‌شود.



شکل ۲- مدل استخوان رادیوس

## ۲-۴- راه‌های جبران اثر چربی

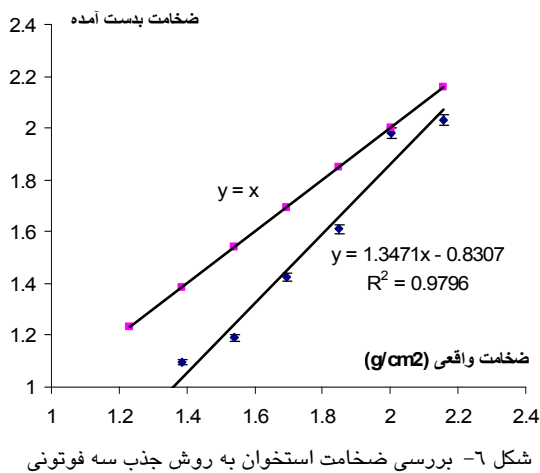
از آنجا که قصد داریم ضخامت مواد معدنی استخوان را با استفاده از روش جذب سه فوتونی بدست آوریم؛ با ثابت نگاه داشتن ضخامت بافت نرم، ضخامت معادل مواد معدنی استخوان را از ۰/۴ تا ۰/۷ سانتیمتر - که متناظر با اعداد ۱/۲۳۲ و ۲/۱۵۶ گرم بر سانتیمتر مربع می‌باشند- تغییر می‌دهیم. برای تبدیل ضخامت فیزیکی به ضخامت جرمی، آنها را در چگالی مواد معدنی استخوان نرمال (۳/۰۸ گرم بر سانتیمتر مربع) ضرب کرده ایم. از هندسه شکل (۱) برای انجام شبیه سازی بهره می‌گیریم. نتایج مربوط به آن در شکل (۵) نشان داده شده اند.

## ۳- نتایج

خطوط ۱، ۲ و ۳ در شکل (۴) به ترتیب با انتخاب انرژی‌های ۵۹/۵-۴۴، ۱۰۰-۵۹/۵ و ۱۰۰-۵۹/۵ کیلو الکترون ولت بدست

## شبیه سازی مونت کارلو چگالی سنجی استخوان

اند. دیده می شود که استفاده از روش سه مؤلفه ای خطا در صحت اندازه گیری را به میزان ۰/۷٪ کاهش داده است در حالی که روش سه مؤلفه ای خطای بیشتری را به همراه دارد. این امر ما را بر آن داشت که کارایی روش سه مؤلفه ای را در مواجهه با ترکیب طبیعی بافت نرم بررسی کنیم.

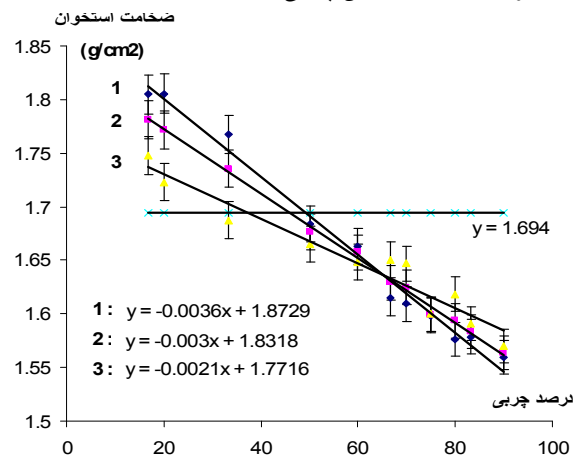


شکل ۶- بررسی ضخامت استخوان به روش جذب سه فوتونی

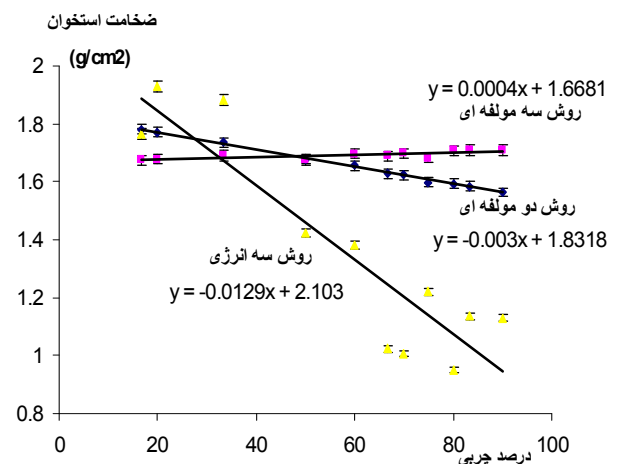
در شکل (۶) دیده می شود که روش جذب سه فوتونی حتی در شرایط طبیعی نمی تواند از صحت خوبی برخوردار باشد. چراکه دترمینان ضرایب تضعیف آن بقدری کوچک است که نشان دهنده نوعی وابستگی خطی بین این ضرایب می باشد. با بررسی شکل های (۷) و (۸) در می یابیم که با استفاده از هندسه پرتو باریک و یک بار عبور پرتو از بدن بطور متوسط دارای ۱۲٪ خطا در محاسبات هستیم ضمن اینکه الگوی خوردگی ها نیز سبب ایجاد اختلاف بین دو منحنی شکل (۷) شده است. با یک بار دیگر عبور دادن باریکه پرتو از بدن در موقعیتی دیگر به نتایج دیگری می رسیم که میانگین آنها با نتایج قبلی در شکل (۸) نشان داده شده است که دارای ۷٪ خطای متوسط می باشند. چنانچه چند بار اندازه گیری صورت گیرد خطا کاهش می یابد و وابستگی به شکل خوردگی ها کاهش می یابد.

آنجا که نرخ کاهش سالیانه مواد معدنی استخوان در بیماران مبتلا به استئوپروز سالیانه ۲٪ است، این مقدار خطا در صحت اندازه گیری نمی تواند تغییرات سالیانه بیمار را نشان دهد. همانگونه که دیده می شود با افزایش ضخامت بافت چربی که در بیمارهای فربه دیده می شود، نتایج بدست آمده دارای مقدار کمتر از مقدار واقعی می باشند و ممکن است پزشک به

اشتباه برای بیمار تشخیص پوکی استخوان بدهد



شکل ۴- تاثیر ترکیب ناهمگن چربی



شکل ۵- مقایسه سه روش: DPA دو مؤلفه ای، DPA سه مؤلفه ای و سه انرژی

برای جبران اثر چربی از روش های سه مؤلفه ای و سه انرژی استفاده می کنیم که نتایج آنها در شکل (۵) نشان داده شده

دیگر از ضرایب تضعیفی استفاده می‌شود که اثر چربی در آنها لحاظ شده است.

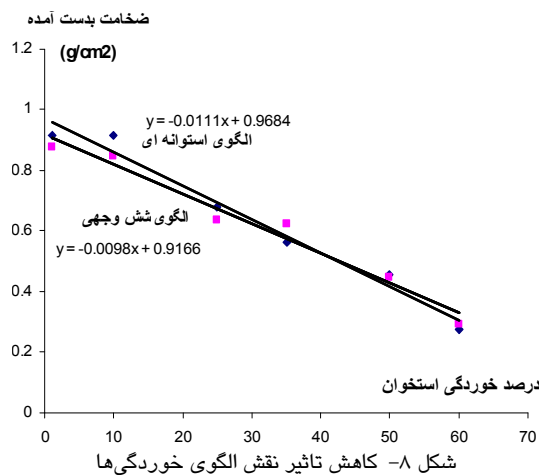
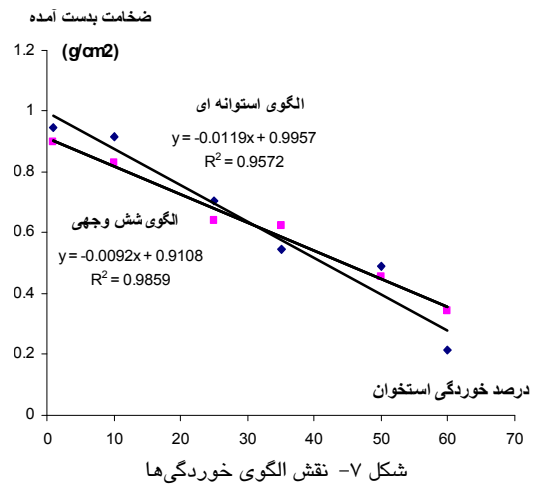
همچنین با انجام شبیه سازی نشان داده شد که نمی‌توان با استفاده از روش مبتنی بر فوتون‌های با سه انرژی و حل دستگاه معادلات مربوط به عبور آنها از بدن، به اندازه گیری چگالی استخوان پرداخت چرا که اندازه دترمینان ضرایب بقدری کوچک است که به شدت سبب تکثیر خطا می‌شود و همچنین این مقدار اندک به نوعی بیانگر وجود یک وابستگی خطی بین این ضرایب تضعیف می‌باشد.

یکی از برتری های روش سه مؤلفه ای این است که بدون تابش زیاد به بیمار، خطاهای ناشی از چربی از میان می‌رود. از ایرادهای روش سه مؤلفه ای این است که این روش نیاز به یک دستگاه اندازه گیری مسیر پرتو دارد و این امر منجر به افزایش قیمت دستگاه و افزایش زمان انجام آزمایش می‌شود به سبب اینکه در کنار زمان لازم در روش مرسوم باید یک اندازه گیری بر روی مسیر پرتو صورت گیرد.

در بیماران فربه در مواردی که مقدار مواد معدنی استخوان شخص بیمار با مقدار آن در فرد سالم در همان سن مقایسه می‌گردد تا به ابتلا به پوکی استخوان تشخیص داده شود، به سبب نیاز به صحت بالای اندازه گیری، می‌توان از روش سه مؤلفه‌ای استفاده کرد. همچنین هنگام درمان افراد چاق که اندازه گیری‌های مقدار مواد معدنی استخوان در زمان‌هایی با تغییر زیاد چربی صورت می‌گیرد، به سبب در نظر گرفته شدن اثر چربی در مدل سه مؤلفه ای، می‌توان از این روش استفاده کرد.

#### ۵- تشکر و قدردانی

کار حاضر با پشتیبانی بخش پژوهشی دانشگاه شهید بهشتی و گروه پرتوپزشکی این دانشگاه انجام شده است.



#### ۴- بحث و نتیجه گیری

با توجه به نتایج شبیه سازی مشخص شد که مدل تعمیم یافته جذب دو فوتونی، اندازه صحیح تری از مقدار مواد معدنی استخوان نسبت به روش معمولی دو مؤلفه ای به ما می‌دهند. علت بهبود صحت اندازه گیری این است که به جای اینکه از یک مؤلفه مربوط به ترکیب متوسط بافت نرم خالص و بافت چربی استفاده شود، در روش سه مؤلفه ای اثر بافت نرم خالص و چربی به طور جداگانه لحاظ می‌شوند و در روش



1. Webber CE. Photon Absorptiometry, bone densitometry and the challenge of osteoporosis. *Phys Med Biol* 2006; 51:169-185.
2. Michael C J, Henderson C J. Monte Carlo modeling of an extended DXA technique. *Phys Med Biol* 1998; 43:2583-2596.
3. Briesmeister J F (Ed.). MCNP<sup>TM</sup> – A General Monte Carlo N-Particle Code, Version 4C, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New Mexico; 2000.
4. Snyder WS, Cook MJ, Nasset ES, Karhausen LR, Parry Howells G, Tipton IH. Report of the task group on reference man. Published for ICRP Pergamon Press; 1975.
5. Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM. XCOM: Photon Cross Sections Database, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM); 1998.
6. Genant HK. Methods of bone densitometry in current research in osteoporosis and bone mineral measurement, Proc. 2<sup>nd</sup> Bath Conf. on Osteoporosis and bone mineral measurement. London, British Institute of Radiology; 1990.