● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، سال ششم، شمارهٔ ۳ (پی‌درپی ۲۳)، صفحه ۷ الی ۱۱، تابستان ۱۳۸۳
دریافت:۸۲/۱/۲۶ پذیرش: ۸۲/۵/۱۵

مقایسه سرعت رایانه های موجود در محاسبه دوز عمقی دستگاه پرتو درمانی کبالت ۶۰ با روش مونت کارلو با استفاده از کد MCNP4B , MCNP4A

اصغر مصباحی[۱*]، سیدربیع مهدوی[۲]، دکتر محمود اله وردی[۳]

۱- دانشجوی دکترای فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران ۲- عضو هیئت علمی گروه بیوشیمی و بیوفیزیک دانشگاه علوم پزشکی بابل
۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

سابقه و هدف: MCNP یک کد مونت کارلو چند منظوره می باشد که برای شبیه سازی انتقال نوترونها، فوتونها و الکترونها در مواد مختلف به کار می رود. به سبب سرعت پایین پردازنده های رایانه ای، اخیراً این کد برای محاسبات دوزیمتری و طراحی درمان در پرتو درمانی به کار رفته است. در این مطالعه سرعت پردازنده های موجود در محاسبه درصد دوز عمقی کبالت ۶۰ با استفاده از کد MCNP4A,MCNP4B مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روشها: در این مطالعه هندسه سردستگاه پرتودرمانی ^{60}Co و یک فانتوم آب با کد مونت کارلو MCNP شبیه سازی شد. برنامه مورد نظر با هر دو مدل MCNP (4A و4B) و رایانه های پنتیوم ۲۳۳، ۸۰۰ ، ۱۵۰۰ و۱۷۰۰MHz، همچنین آتلون با سرعت ۱۳۰۰MHzودوران۷۰۰ MHz و با استفاده از دو روش برآورد دوز F6,*F8 اجرا شد. درصد دوز عمقی برای میدان ۱۰ cm ×۱۰ با دقت آماری کمتر از ۱ ٪ بدست آمد.

یافته‌ها: مقایسه مقادیر محاسبه شده با مقادیر تجربی، خطای کمتر از۲٪ را نشان داد. نتایج نشان دادند که با سریعترین رایانه موجود می توان این محاسبه را با F6 و F8* به ترتیب در مدت ۲ و ۱۲۰دقیقه انجام داد. گرچه برآورد درصد دوز عمقی با F6 در حدود ۶۰ بار سریعتر است اما این نوع برآورد قادر به محاسبه دوز در ناحیه عدم تعادل الکترونی نیست. همچنین سرعت محاسبه با کد MCNP4A حدود ۵٪ بالاتر از MCNP4B می باشد.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه استفاده از از پردازنده های آتلون وروش F6 را در محاسبات فوتونی برای کبالت ۶۰ در مواقعی که دوز ناحیه عدم تعادل الکترونی مورد نظر نیست و سرعت عامل تعیین کننده است، پیشنهاد می کند.

واژه‌های کلیدی: *شبیه سازی مونت کارلو، MCNP، دوزیمتری پرتودرمانی، دوز عمقی.*

مقدمه

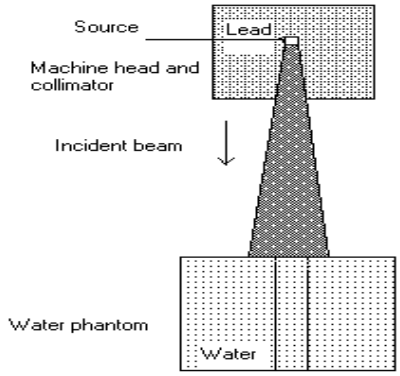
روش مونت کارلو یک روش محاسبه ای در فیزیک آماری می باشد. از آنجا که برخورد پرتو های یونیزان با مواد ماهیت آماری دارد، این روش برای شبیه سازی رفتار این پرتو ها در برخورد با مواد مختلف نیز بکار رفته است.کدهای متعددی برای این کار نوشته شده است که شامل EGS4,MCNP,ETRAN0 و ... می باشد(۱). کد MCNP یک کد چند منظوره می باشد که برای شبیه سازی انتقال نوترونها، الکترونها و فوتونها به کار می رود. گرچه هدف اولیه از طراحی این کد استفاده از آن در شبیه سازی نوترونها بوده است (۱و۲)، اما این کد اخیرا در محاسبات دوزیمتری پرتودرمانی نیز مورد استفاده قرار گرفته است و همچنین در مدل جدیدتر آن MCNP4B اشکالات آن در مورد انتقال الکترونها رفع شده است(۳). نیاز برای استفاده از این روش از آن ناشی می شود که روشهای جبری موجود در محاسبهٔ بعضی موارد در دوزیمتری پرتو درمانی دچار مشکل می شوند و خطای محاسبه ممکن است بیشتر ازمحدوده تعیین شده

[DOR: 20.1001.1.15614107.1383.6.3.1.5]

۵٪، بوسیله ICRU باشد(۴). از طرف دیگر در استفاده از این روش برای رسیدن به خطای آماری قابل قبول کمتر از ۲٪، فوتونهای زیادی را باید در نظر گرفت که این عمل بسیار وقت گیر می باشد و در عمل ممکن است به چندین روز بیانجامد. دو راه کاهش زمان محاسبه، توانمند سازی روشهای کاهش واریانس و استفاده از پردازنده های سریع تر می باشد(۱۳-۵). سعی شده زمان محاسبه به اندازه ای کاهش یابد که استفاده از این کد در پرتو درمانی بالینی و محاسبات طراحی درمان امکان پذیر گردد ولی تاکنون به علت زیاد بودن زمان محاسبات این روش بصورت روتین در سیستمهای تجاری طراحی درمان به کار نرفته است و همچنان در مرحله تحقیقاتی می باشد. کدMCNP قادر به شبیه سازی کلیه برخوردهای فوتونی، الکترونی و نوترونی در همه مواد و با هندسه سه بعدی می باشد. اگر چه از لحاظ تعریف هندسه اجسام دچار محدودیتهایی است ولی با ساده سازی می توان هندسه های پیچیده را نیز برای کد تعریف کرد. این کد از دو روش برای محاسبه دوز استفاده می کند. در روش ارتفاع پالس که به F8* نشان داده می شود، انرژی واگذار شده توسط فوتونها و الکترونهای عبوری از ناحیه مورد نظر محاسبه می شود. در روش دیگر که روش کرما (Kerma) نامیده شده و با F6 مشخص می گردد، فلوی فوتونهای عبوری ار ناحیه مورد نظر محاسبه شده و از حاصل ضرب آن در ضریب جذب جرمی، کمیت دوز بدست می آید. در این مطالعه از دو کد MCNP4A و MCNP4B استفاده شد. همچنین سرعت رایانه های شخصی موجود و همچنین استفاده از دو روش برآورد دوز در محاسبه درصد دوز عمقی دستگاه پرتو درمانی کبالت ۶۰ مورد مقایسه قرار گرفت که هدف از آن امکان سنجی انجام محاسبات مونت کارلو با استفاده از کد مذکور با در نظر گرفتن رایانه های موجود در کشور می باشد.

مواد و روشها

دوکد MCNP4A و MCNP4B بر روی رایانه های پنتیوم با سرعتهای ۲۳۳، ۸۶۶، ۱۵۰۰، ۱۷۰۰ مگا هرتز و آتلون ۱۳۳۳ و دوران ۷۰۰ مگاهرتز نصب شد. در مرحله بعد هندسه سر یک دستگاه پرتو درمانی کبالت ۶۰ و یک فانتوم آب به ابعاد ۳۰×۳۰×۳۰ سانتی متر شبیه سازی شد. برای شبیه سازی سر دستگاه ازاطلاعات ارائه شده توسط سازنده استفاده شد. در این شبیه سازی چشمه کبالت بصورت یک صفحه رادیو اکتیو به قطر۲cm در نظر گرفته شد. کولیماتورهای ثانویه به صورت قطعاتی یکپارچه و بدون در نظر گرفتن فضای خالی بین آنها شبیه سازی شد. هندسه شبیه سازی شده در شکل (۱) دیده می شود.



شکل۱. نمایش شماتیک هندسه شبیه سازی شده با کدMCNP.

میدان پرتودهی cm ۱۰×۱۰ روی سطح فانتوم تعریف شد. در داخل فانتوم آب در امتداد محور مرکزی یک استوانه به شعاع cm ۱ در نظر گرفته شد و این استوانه در امتداد مسیر برخورد پرتو به سلولهایی به ضخامت mm ۲ تقسیم شد. سپس دوز در داخل هر سلول با استفاده از دو روش F6 و F8* و قدرت تفکیک دوز ۲ میلی متری بدست آمد. طبق مطالعات قبلی(۶و۵) برای رسیدن به خطای آماری کمتر از۱٪ در برآورد دوز با F6 وF8* به ترتیب از ۲×۱۰^{۶} و$۱۰^{۸}$ فوتون اولیه برای محاسبه استفاده شد. برای محاسبه دوز دریافتی هر کدام از سلولها که به عنوان دوزیمتر عمل می کنند فوتون اولیه از چشمه ساطع شده و از فاصله بین فانتوم و چشمه عبور می کند و ممکن است با کولیماتور برخورد کرده و پراکنده شود و یا با برخورد مولکولهای هوا اندکی انرژی از دست داده و به سطح فانتوم برسد. سپس مقدار انرژی واگذار شده در هر سلول برای هر فوتون محاسبه می گردد. وقایع برخورد فوتون با محیط در تاریخچه هر فوتون ثبت می گردد. البته با توجه به مکانیسم آماری برخورد

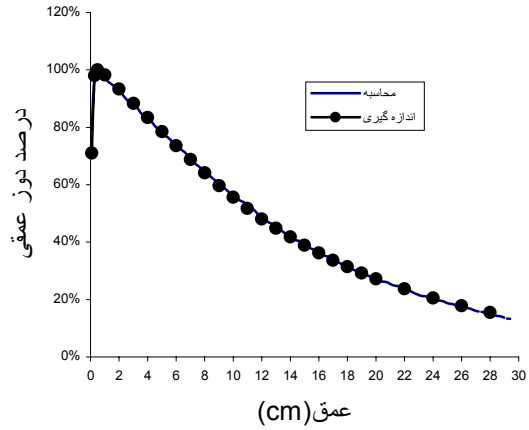
[DOR: 20.1001.1.15614107.1383.6.3.1.5]

فوتونها، برای آنکه برآورد دقیقی از مقدار دوز واگذار شده در هر سلول بدست آید، تعداد فوتونهای ساطع شده باید بسیار زیاد باشد. به همین دلیل محاسبه دقیق با این روش وقت گیر می باشد.

مقادیر اندازه گیری شده درصد دوز عمقی کبالت ۶۰ با استفاده از سیستم دوزیمتری اتوماتیک مجهز به فانتوم آب که قادر به آنالیز درصد دوز عمقی در میدانهای مختلف می باشد، بدست آمد. در این مطالعه از درصد دوز عمقی برای میدان۱۰×۱۰ cm در SSD = ۸۰ cm استفاده شد. با توجه به اینکه دو کد به کار رفته دارای انحراف معیار برابر بوده اند نوع آزمون آماری به کار رفته آزمون دو جامعه با انحراف معیار مشخص بوده است(۱۴).

یافته‌ها

درصد دوز عمقی کبالت ۶۰ با قدرت تفکیک دوز ۲mm با استفاده از دو روش F6 وF8* و با خطای آماری کمتر از ۱٪ بدست آمد. نمودار تغییرات درصد دوز عمقی کبالت۶۰ با استفاده از اندازه گیری ومحاسبه باروش مونت کارلو در نمودار(۱)دیده می شود.



نمودار۲. مقایسه نتایج بدست آمده با روش مونت کارلو با مقادیر اندازه گیری شده.

در بین رایانه های مورد سنجش، رایانه آتلون ۱۳۳۳ مگا هرتز بالاترین سرعت را داشت و سرعت آن نسبت به کندترین رایانه یعنی پنتیوم ۲۳۳ مگاهرتز ۱۱ برابر بود. سرعت انواع رایانه ها در محاسبه برنامه مورد نظر با دو روش برآورد و دو مدل فوق در جدول (۲و۱) دیده می شود. سرعت رایانه پنتیوم ۱۵۰۰ و۱۷۰۰ مگاهرتز نسبت به سریعترین رایانه ۲۵٪ و ۱۵٪ کمتر بود.

جدول۱. مقایسه سرعت محاسبه رایانه های مختلف در محاسبه با تالی F8*

نوع رایانه	سرعت (MHz)	زمان محاسبه برای مدل 4A (دقیقه)	زمان محاسبه برای مدل 4B (دقیقه)
پنتیوم MMX	۲۳۳	۱۳۲۷	۱۳٤٦
پنتیوم ۳	۸٦٦	۳۱۸	۳۳۰
پنتیوم ٤	۱۵۰۰	۱۵۱	۱۵۹
پنتیوم ٤	۱۷۰۰	۱۳٦	۱٤۸
دوران	۷۰۰	۳۲۱	۳۳۲
آتلون	۱۳۳۳	۱۱۸	۱۲۳

سرعت اجرای برنامه در مدل4B، بطور متوسط ۵٪ کندتر از مدل 4A بود. در مورد تالیF8* درصد دوز عمقی در ناحیه انباشت دوز کمتر از ۵٪ و در سایر عمقها کمتر از ۲٪ با مقادیر اندازه گیری شده تفاوت داشت. در مورد تالی F6 درصد دوز عمقی در تمام نواحی بجز ناحیه انباشت دوز تفاوت کمتر از ۲٪ را با مقادیر اندازه گیری شده داشت و همچنین ناحیه انباشت دوز با این روش وجود نداشت.

جدول۲. مقایسه سرعت محاسبه رایانه های مختلف در محاسبه با تالی F6

نوع رایانه	سرعت (MHz)	زمان محاسبه برای مدل 4A (دقیقه)	زمان محاسبه برای مدل 4B (دقیقه)
پنتیوم MMX	۲۳۳	۲۲	۲٤
پنتیوم ۳	۸٦٦	٤/۳	٤/۵
پنتیوم ٤	۱۵۰۰	۳/۷	۳/۸
پنتیوم ٤	۱۷۰۰	۲/۷	۲/۹
دوران	۷۰۰	٤/۵	٤/۸
آتلون	۱۳۳۳	۲/۱۵	۲/٤

[DOR: 20.1001.1.15614107.1383.6.3.1.5]

بحث

نتایج نشان داد که رایانه sun sparc2، ۱۳٪ کندتر از (Pc) Gate-way 2000 ۶۶ مگاهرتز می باشد. Al-Affan و همکارانش نشان دادند که Pc پنتیوم ۹۰ مگاهرتز سه برابر سریعتر از sparc4 می باشد(۶). Hendricks و همکاران از ۲۵ برنامه نوشته شده با MCNP4A برای مقایسه سرعت رایانه های موجود استفاده کردند (۵). همچنین Edwards و همکاران در اجرای یک برنامه که برای محاسبه ضریب جذب خطی سرب نوشته بودند(۷) نشان دادند که سرعت پنتیوم ۹۰ مگاهرتز ۱/۲ برابر سریعتر از sparc4 می باشد که علت آن می تواند تفاوت در ساختمان پردازنده ها، مادربوردها (Mother boards) و ویژگیهای دو برنامه کاربردی برای سنجش رایانه ها می باشد.

با توجه به اینکه رایانه های شخصی پنتیوم و آتلون در ایران متداول است در این مطالعه از رایانه های مورد استفاده در تحقیقات قبلی استفاده نشده است. در این مطالعه، آتلون ۱۳۳۳ مگاهرتز برخلاف انتظار، سرعت بیشتری نسبت به پنتیوم ۱۵۰۰ و۱۷۰۰ مگاهرتز داشت، که علت آن سرعت بالای پردازنده های آتلون نسبت به پنتیوم در سرعتهای اسمی برابر می باشد. در مورد رایانه های پنتیوم با افزایش سرعت اسمی پردازنده یک کاهش تقریبا خطی در زمان اجرای برنامه دیده می شود. با توجه به اینکه رایانه های مورد آزمایش فقط در سرعت پردازنده با یکدیگر تفاوت داشتند این امر قابل پیش بینی بود.

سرعت اجرای برنامه مورد محاسبه با کد MCNP4A بطور متوسط ۵٪ بیشتر از MCNP4B می باشد که با نتیجه مطالعه Love و همکارانش که مقدار ۵٪ را بدست آورده بودند مطابقت دارد(۸). در حالی که در کاری که توسط Ewards و همکاران در مورد نفوذ پرتو های ایکس MV ۲ در سرب انجام شد، MCNP4A ۳۹٪ سریعتر از 4B بود(۷). این تفاوت را می توان در تقریبهای کاربردی MCNP4A در محاسبه نفوذ الکترونهای ثانویه ایجاد شده در سرب جستجو کرد که باعث ایجاد ۱۰٪ خطا در محاسبات الکترونی می گردد. با اصلاح روش محاسبه انتقال الکترون در مدل 4B گرچه محاسبات مربوط به الکترون طولانی تر است اما دقیق تر می باشد(۲). در این مطالعه اختلاف زمانی بین این دو مدل ۵٪ بود که در مقایسه با کار قبلی خیلی کمتر است که علت آن می تواند نوع برنامه و روشهای کاهش واریانس به کار رفته باشد.

در بسیاری از تحقیقات انجام شده تالی F6 و در بعضی از آنها تالی F8* برای برآورد دوز بکار رفت(۳). در این مطالعه از هر دو تالی برای برآورد دوز استفاده شد که در محاسبه با تالی F6 اگر چه سرعت محاسبه ۶۰ برابر بیشتر بود اما این تالی قادر به محاسبه دوز در ناحیه انباشت دوز یعنی منطقه ای که تعادل الکترونی وجود ندارد، نخواهد بود زیرا این روش در حقیقت کرمای تصادمی را محاسبه میکند و قادر به محاسبه انباشت دوز ناشی از الکترونها نیست. در حالی که تالی F8* انرژی واگذار شده در سلولها را که ناشی از جذب انرژی فوتونها و الکترونهای ثانویه میباشد محاسبه کرده و قادر به برآورد دوز در نواحی عدم تعادل الکترونی است. بغیر از ناحیه انباشت دوز، اختلاف بین مقادیر محاسبه شده و اندازه گیری شده در تمام نقاط با دو روش مذکور مشابه یکدیگر وکمتر از ۲٪ میباشد. با توجه به اینکه پارامتر زمان در محاسبات طراحی درمان از نظر تراکم بیمار بسیار مهم بوده و زمان اختصاص یافته باید تا حد ممکن به حداقل رسانده شود استفاده از تالی F6 در محاسبه دوز نواحی که دارای تعادل الکترونی هستند و زمان محاسبه عامل مهمی می باشد، توصیه می گردد.

کاربرد روش مونت کارلو در پرتو درمانی بالینی مستلزم آنست که سرعت محاسبه با این روش تا حد قابل قبولی پایین آورده شود. این امر با افزایش سرعت پردازنده های رایانه ای و بهبود روشهای کاهش واریانس میسر خواهد بود. در این مطالعه سرعت رایانه های موجود در محاسبه درصد دوز عمقی کبالت ۶۰ با استفاده از کدMCNP و تأثیر روش های محاسبه موجود در کد بر سرعت محاسبه مورد بررسی قرار گرفت و مشخص گردید که روش F6 قابل کاربرد در پرتو درمانی با فوتونهای کبالت ۶۰ بوده و زمان محاسبه باآن در مقایسه با F8* خیلی پایین تر می باشد. عیب این روش آن است که قادر به محاسبه دوز در ناحیه عدم تعادل الکترونی که در مرز بین بافتهای مختلف وجود دارد، نیست. بنابراین از این روش می توان در محاسبات سریع پرتو درمانی استفاده کرد. با توجه به نتایج این مطالعه استفاده از پردازنده آتلون در محاسبات مونت کارلو پیشنهاد می شود.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1383.6.3.1.5]

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از آقای دکتر سعید سرکار سرپرست مرکز تحقیقات و تکنولوژی در پزشکی بیمارستان امام خمینی قدردانی می گردد.

****

References

1. Briesmeister JF. MCNP-A general code N-particle transport code, Version 4A. Los Alamos National Laboratory Report, LA-12625 1993; pp: 1-153.

2. Briesmeister JF. MCNP-A general code N-particle transport code, Version 4B. Los Alamos National Laboratory Report, LA-12625-M 1997; pp: 25-296.

3. Solberg TD, Demarco JJ, Chetty IJ, et al. A review of radiation dosimetry applications using the Monte Carlo code. Radiochim Acta 2001; 89: 337-53.

4. Venselaar J, Welleweerd H, Mijnheer B. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. Radiother Oncol 2001; 60(2): 191-201.

5. Hendricks JS, Brochhoff RC. Comparison of scientific computing platforms for MCNP4A Monte Carlo calculations. Nucl Sci Eng 1994; 116: 269-90.

6. Al Affan IAM. A comparison of speeds of personal computers using an X-ray scattering Monte Carlo benchmark. Phys Med Biol 1996; 41: 309-13.

7. Edwards CR, Mountford PJ. The X-ray and electron benchmarking of the Monte Carlo codes MCNP-4A and 4B on different computers. BJR 1999; 72:196-2000.

8. Love P, Lewis DG, Al-Affan IAM, Smith CW. Comparison of EGS4 and MCNP Monte Carlo codes when calculating radiotherapy depth doses. Phys Med Bio 1998; 43:1351-7.

9. Demarco JJ, Solberg TD, Smathers JB. A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis. Med Phys 1998; 25(1): 1-11.

10. Chetty IJ, DeMarco JJ, Solberg TD. A virtual source model for Monte Carlo modeling of arbitrary intensity distributions. Med Phys 2000; 27(1): 166-72.

11. Ma CM, Mok E, et al. Clinical implementation of Monte Carlo treatment planning system. Med Phys 1999; 26: 2133-43.

12. Chibani O. Electron dose distribution in water, iron and lead: The GEPTS system. Nucl Instrum Methods Phys Res 1995; 101: 357-78.

13. Wang R, Li XA. Monte Carlo calculation for beta emitting sources for intravascular brachytherapy: A comparison between EGS4, EGSnrc and MCNP. Med Phys 2001; 28 :134-41.

۱٤. محمد ک، ملک افضلی ح، نهاپتیان و. روشهای آماری و شاخصهای بهداشتی ،چاپ پرچم، چاپ هفتم ۱۳۷٤،ص:۱۱۳.

*** آدرس نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه علوم پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، تلفن:۶٤۶۶۳۸۳-۰۲۱.**

[DOR: 20.1001.1.15614107.1383.6.3.1.5]