



بست ویکین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

ارائه یک روش نوین در دزیمتری دقیق داخلی بافت کبد در NCT با استفاده از تصاویر CT، نرم افزار MATLAB و کد MCNPX

سید علیرضا موسوی شیرازی*

* دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب- دانشکده علوم پایه- گروه فیزیک

چکیده:

در این تحقیق، یک روش برجسته به منظور محاسبه دز جذبی در یک بافت کبد واقعی و نیز سایر عناصر تشکیل دهنده آن با دقت بسیار زیاد برای عمل NCT ارائه می گردد. این کار با استفاده از تصاویر CT اسکن متعلق به بافت شکم یک مرد انجام می شود (با استفاده از تصاویر Di-Com). سپس تصاویر اسکن شده به تصاویری جدید با استفاده از برنامه MATLAB و همچنین با استفاده از شماره های CT تبدیل می گردند. با استفاده از این برنامه ابتدا تعداد بسیار زیادی از حجمها (سلولها) به عنوان شبکه های ریز (البته با اندازه های دلخواه) ساخته می شود و هر شبکه که در حقیقت نقش یک سلول را بازی می کند، برای ساختن هندسه کل بافت تکرار می شود. هر سلول به طور کاملاً همگن با ماده مربوطه اش که دارای رادیودانسیته مربوط به خودش است پر می شود. سپس بافت کبد از میان بافت شکم جدا شده و هندسه دقیق بافت جدا شده و نیز بافت شکم، هر دو به عنوان داده های ورودی تولید می شوند و این اطلاعات به کد MCNPX منتقل می شوند و سپس مقادیر دز جذبی دقیق در کل بافت کبد و نیز در سایر عناصر تشکیل دهنده آن تعیین می گردند.

واژگان کلیدی: تصاویر CT، دزیمتری، سلول بندی، کبد، نوترون.

مقدمه

یکی از روش های جدید رادیوتراپی که هنوز در ایران مرسوم نشده است، عمل نوترون تراپی بوسیله گیراندازی نوترون می باشد که برای درمان بافت های سرطانی انجام می شود. البته درمان بوسیله نوترون، شامل دو نوع BNCT و NCT می باشد [5]. در روش BNCT با اندازه گیری اولیه حامل های بور و تزریق آن در بدن بیمار، از اندرکنش بین نوترون ها و بور موجود در محلول که منجر به تولید پرتوی α که یک پرتوی یونساز مستقیم می باشد استفاده می نمایند. ولی روش NCT روشی متفاوت از BNCT می باشد که در آن ابتدا ذرات ثانویه بارداری مانند الکترونها را در محیط بافت بوجود آورده و سپس آن ذرات باردار، عمل یونیزاسیون را انجام می دهند [1,3]. پس از سال ۱۹۸۰، بکارگیری تکنولوژی های تصویربرداری کامپیوتری در پرتوپزشکی، فصل تازه ای از درمان به وسیله پرتو را آغاز نمود. نقطه عطف واقعی آن، زمانی اتفاق افتاد که تکنولوژی توموگرافی پردازش شده (CT) و نیز تصویربرداری به روش تشدید مغناطیسی (MRI) توانستند تصاویر دقیقی از ارگان های داخلی بدن در سه بعد و حالت دیجیتال ارائه نمایند [6]. در مدل VOXEL، داده های تشخیصی به یک فرمت پیکسل حجمی انتقال داده می شوند و بدن انسان در فرم دیجیتال در حالت سه بعدی ایجاد می شود. البته در ابتدا باید داده های



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

خامی از CT اسکن یا MRI تعیین شود و سپس هر جزء بدن از سایر اجزا می بایست جدا در نظر گرفته شود. دانسیته هر جزء نیز به همراه ترکیبات آن می بایست شناخته شود و داده ها باید به یک ساختار سه بعدی تجمیع شوند. برخی از ضروریات در مدل VOXEL عبارتند از: ۱- نیاز به توپولوژی ارگان فردی، ۲- نیاز به جرم هر ارگان از بدن، ۳- دانستن میزان حجم بافت ها [10]. برخی از بافت ها هستند که مقادیر مرجع ندارند نظیر: پوست، آوندهای خونی و چربی. در عمل غیر ممکن است که ساختارهای خیلی نازک نظیر پوست یا مخاط دهانی که جزء ارگانهای بسیار مهم بدن به شمار می روند بتوانند مدل سازی شوند. استفاده از سلول بندی های خیلی ریز برای ساختارهای نازک می تواند نیازمند یک مقدار قابل توجهی از حافظه کامپیوتر باشد و سرعت پردازش بسیار کندی را به همراه داشته باشد [7,8]. مدل VOXEL بطور طبیعی به صورت یک آرایه مستطیلی شکل از سلول ها تعریف می شود بطوریکه نه فقط محدوده بافت بدن را شامل می شود بلکه مقداری از هوای اطراف را نیز دربر می گیرد [9]. با در نظر گرفتن اینکه آرایه مستطیلی به عنوان یک قسمت جدا بررسی می شود، می توان گفت که با بیشتر کدها اینکه بتوان یک ارگان جدا شده را دقیقاً محدود به خودش نمود یا بسیار سخت یا تقریباً غیر ممکن است، مگر با سلول بندی. اگرچه به حداقل رساندن نواحی هوا برای تعریف سلول میسر است ولی اینکه آن نواحی کاملاً حذف شود غیر ممکن است [4].

روش کار

سلول بندی بافت کبد واقعی و مرزبندی آن

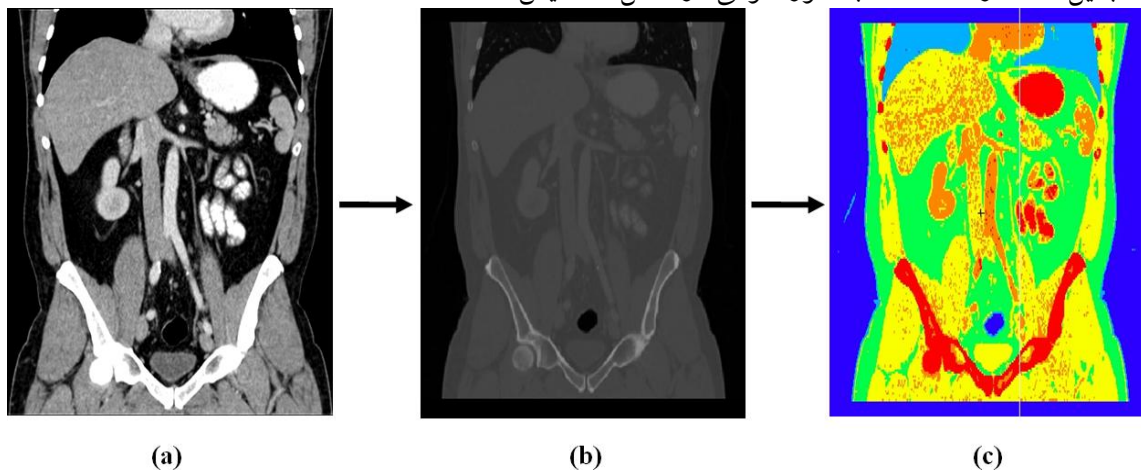
در این تحقیق، یک روش بسیار برجسته با استفاده از فایل تصاویر Di-Com مربوط به CT اسکن (تصاویر اسکن شده توسط دستگاه CT در کلینیک) متعلق به بافت شکم یک مرد بزرگسال جهت تعیین دقیق دز جذبی در بافت کبد و اجزای تشکیل دهنده آن در عمل NCT به کار گرفته می شود. این تصاویر، از یکی از جهات محورهاى دستگاه مختصات کارترین استفاده می شود خواه از جانب محورهاى XY باشد یا YZ یا XZ. در این تحقیق، تصاویر از جانب محورهاى YZ و از جایی بررسی می شوند که بافت کبد از نمای جلویی آن ظاهر شود که البته برای مشخص نمودن جهت دقیق تابش نوترونی، موقعیت واقعی تومور نیز بسیار مهم می باشد.

در مرحله بعد، تصاویر اسکن شده که بصورت برش های نازک می باشند به تصاویر جدیدی تبدیل می شوند که این تبدیل، توسط برنامه MATLAB صورت می گیرد. توسط این برنامه تعداد بسیار زیادی از حجم ها به عنوان شبکه ایجاد می شود که هر شبکه جهت ساختن کل هندسه بافت تکرار می شود. در واقع، یک شبکه بزرگ در ابتدا مشخص می شود که می تواند به شبکه های خیلی کوچک تقسیم شود. البته میزان دقت این شبکه های کوچک نیز می تواند دلخواه باشد. هر حجم ساخته شده توسط این برنامه نقش یک سلول را بازی می کند. در این تحقیق، هر سلول به صورت دایروی و به شعاع 1mm^3 در نظر گرفته شده است. هر سلول به طور همگن و به طور کامل

بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

با ماده‌ی مربوطه اش (ماده‌ی موجود در بافت شکم) که دارای رادیودانسیته‌ی خودش است پر می‌شود. سپس این سلول‌ها تکرار شده و همه‌ی بافت شکم را بطور کامل پوشش می‌دهند. از آنجاییکه بافت شکم، بافت کبد را نیز شامل می‌شود، بنابراین مرزبندی بافت کبد و جداسازی آن از برش‌ها کار بسیار سختی می‌باشد. در این تحقیق، شکل مرزبندی شده و جدا شده بافت کبد در نظر گرفته می‌شود. پس از سلول بندی و پر کردن بافت شکم با مواد مربوطه اش، بافت کبد از داخل بافت شکم، مرزبندی و جدا می‌شود. این مرزبندی و جداسازی با پر کردن بقیه‌ی مواد موجود در سایر بافتها و اجزای دیگر شکم با هوا صورت می‌گیرد. سپس هندسه‌ی دقیق بافت کبد جدا شده توسط برنامه‌ی MATLAB به عنوان داده‌ی ورودی تولید می‌شود و این داده‌ها به کد MCNPX انتقال داده می‌شوند. این برنامه‌ی MATLAB یک نقش مهمی را در تبدیل تصاویر Di-Com به داده‌های مربوط به هندسه بافت کبد، برای کد MCNPX بازی می‌کند. چنانکه تمام هندسه کبد، از تصاویر Di-Com به صورت داده‌هایی قابل تعریف به عنوان ورودی کد MCNPX تعریف می‌شود و بدین طریق شبیه‌سازی یک بافت کبد واقعی انجام می‌شود. در نهایت، به منظور محاسبات دز، پس از تعریف مواد موجود در بافت کبد به عنوان داده‌ی ورودی کد MCNPX، این برنامه اجرا می‌شود و دزهای جذبی دقیق، تعیین می‌گردند. هر جزء از بافت شکم بصورت اتوماتیک و بر اساس شماره‌ی ماده، توسط کد MCNPX رنگ آمیزی می‌شود. تصاویر بافت شکم، تبدیل شده در سه حالت به طور متوالی در شکل ۱ نمایش داده شده است:



(a)

(b)

(c)

شکل ۱- (a) تصویر کامل بافت شکم که با استفاده از دستگاه CT بدست آمده است

(b) تصویر کامل بافت شکم که توسط برنامه‌ی MATLAB از تصویر CT بدست آمده است

(c) تصویر کامل بافت شکم که توسط کد MCNPX بدست آمده است

تشخیص نوع مواد جهت پر کردن سلول‌ها و همچنین تعیین موقعیت بافت کبد:

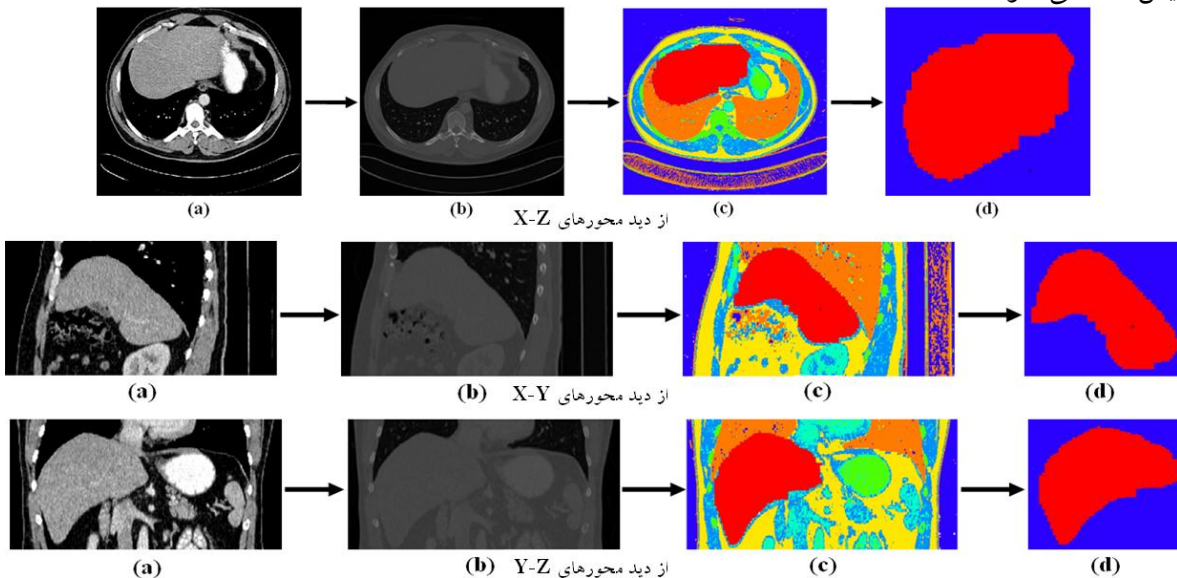
نوع هر یک از مواد، توسط برنامه‌ی MATLAB و بر اساس شماره‌ی CT برش‌های Di-Com تشخیص داده می‌شود. همه‌ی مواد موجود در بافت شکم برای این برنامه بر طبق شماره‌های CT و واحد Hounsfield (HU) تعریف می‌گردند. به طوریکه این واحد مطابق ذیل تعریف می‌شود [2]:

بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \times 1000 \quad (1)$$

هر یک از مواد نظیر هوا، آب، بافت نرم، استخوان و ... دارای رادیودانسیته مخصوص به خودش می باشد. رادیودانسیته های مواد موجود در بافت کبد بر اساس HU برای هر سلول تعریف می شود. چون هر سلول، شماره CT مربوط به خودش را داراست، بنابراین هر رادیودانسیته به سلول خودش نسبت داده می شود. برای اولین برش از برش های CT مربوط به فایل Di-Com که بافت کبد از آنجا شروع می شود، نشانگر تصاویر Di-Com می بایست از نمای سه جهت در دستگاه مختصات کارتزین (XY, YZ, XZ) استفاده شود. برای مرزبندی تومور اولاً: برش های CT از جایی شروع می شوند که نمای تومور تا آخر عمقش بتواند ظاهر شود. ثانیاً: موقعیت دقیق تومور توسط برنامه MATLAB تعیین می شود. در این تحقیق، موقعیت چشمه نقطه ای در جلوی بافت شکم و در نزدیکترین قسمت بدن بیمار تعبیه شده است. تصاویر بافت شکم به طور متوالی در چهار مرحله، مطابق شکل ۲ نمایش داده می شوند:



شکل ۲- (a) تصویر برش بافت شکم که توسط دستگاه CT بدست آمده است

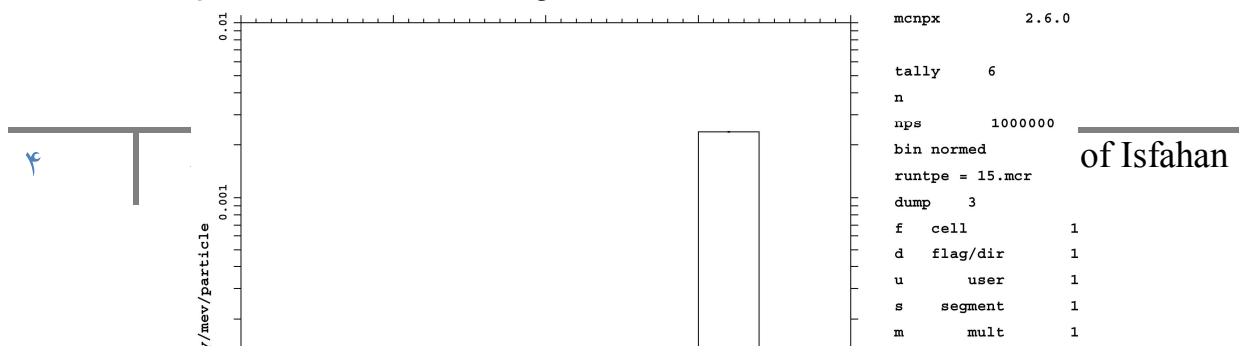
(b) تصویر بافت شکم که توسط برنامه MATLAB از تصویر CT بدست آمده است

(c) تصویر بافت شکم که توسط کد MCNPX بدست آمده است

(d) تصویر بافت کبد جدا شده که توسط کد MCNPX بدست آمده است

نتایج

مقادیر دزهای دقیق جذبی در کل بافت کبد و نیز در هر یک از عناصر تشکیل دهنده آن برای طیف وسیعی از انرژی ها (در فاصله 0.001eV-17MeV) به ترتیب، مطابق شکل های ۳ و ۴ به تصویر کشیده می شوند:

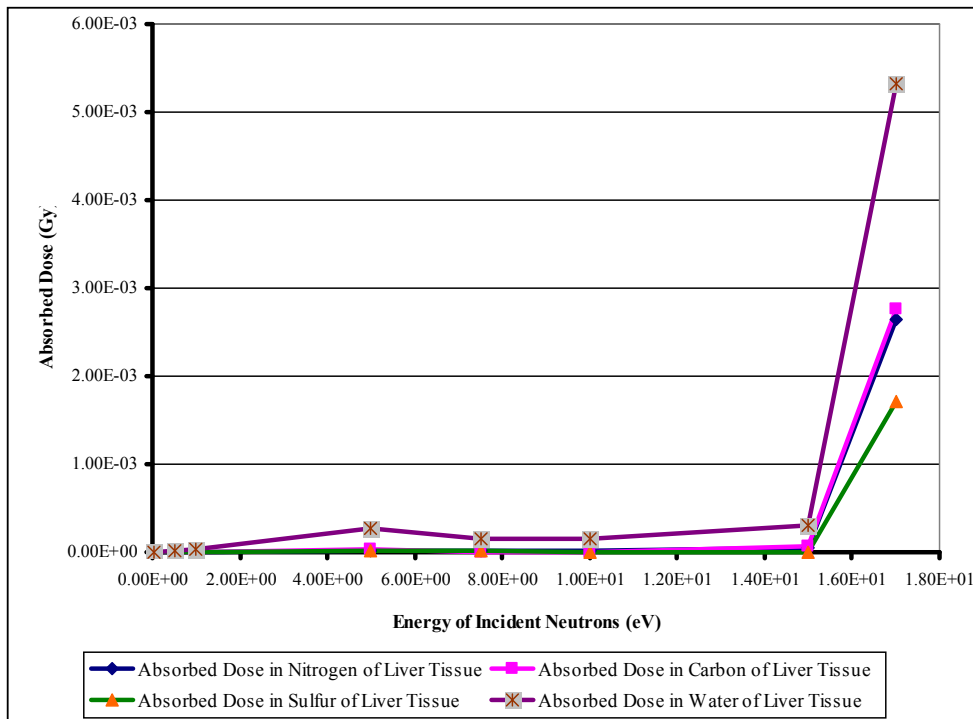




بیست و یکمین کنفرانس هشتاد و یکم ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

شکل ۳- مقادیر دز جذبی نهایی در بافت کبد جدا شده توسط روش سلول بندی (توسط کد MCNPX رسم شده است)



بحث و نتیجه گیری

با بکارگیری سلول بندی بافت کبد، مقدار دقیق دز جذبی در کل یک بافت کبد و نیز در سایر عناصر تشکیل دهنده آن در عمل NCT با دقت بسیار بالایی اندازه گیری می شود. برتری این روش اینست که با این روش می توان برای هر بیماری صرفاً با داشتن تصاویر CT از آن بیمار، عمل دزیمتری دقیق داخلی را انجام داد و همه مراحل که در این مقاله گفته شد برای آن بیمار بکارگیری شود. بعلاوه اینکه این روش می تواند قابل بکارگیری برای دیگر



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

رادیوتراپی‌ها با پرتوهای مختلف، نظیر پروتون تراپی نیز باشد. در این تحقیق، نتایج بدست آمده می‌تواند برای تحقیقات مشابه نیز استانداردسازی شود و نیز پس از تعیین دز درمانی مورد نیاز توسط متخصص مربوطه نظیر رادیوبیولوژیست، و همچنین بر اساس اکتیویته و انرژی چشمه نوترونی کلینیکی، مدت زمان پرتودهی مورد نیاز نیز برای رسیدن به دز مطلوب در طول عمل NCT برای هر بیمار، در درمان بافت‌های کبد مشابه بدست خواهد آمد. به همین علت، از جنبه کلینیکی، این شبیه‌سازی می‌تواند در حالت واقعی و برای بافت‌های کبد مشابه نیز انجام شود. همچنین با استفاده از این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که بر اثر افزایش انرژی نوترون ساطع شده از چشمه در طیف نوترون‌های سریع و حرارتی، آب بیشترین مقدار دز جذبی را داراست و پس از آن کربن، نیتروژن و سولفور به ترتیب، مقادیر کمتری از دز جذبی را دریافت می‌کنند.

مراجع

- 1- Goorrley, J., Kiger, W., Zamenhof, R., 2000. Reference Dosimetry Calculations for Neutron Capture Therapy with Comparison of Analytical and Voxel Models, *Med Phys* 29 (22), 145-156.
- 2- Hounsfield, G., 1980. Nobel lecture, *Computed medical imaging*. *J Radiol*. 61 (6-7), 459-468.
- 3- International Atomic Energy Agency (IAEA), 2001. Current status of neutron capture therapy. IAEA-TECDOC-1223. VIENNA.
- 4- Kramer, R., Khoury, H. J., Vieira, H. W., et al. 2004. All about FAX: A female adult Voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. *Phys. Med. Biol.* 49, 5203-5216.
- 5- Mousavi Shirazi, S. A., Pazirandeh, A., 2010. Design of a New System for Neutron Capture Therapy (Nct) of a Sample Tissue for Determination of Requirement Duration and Determination of Absorbed Dose. *J. Sci. Islamic Azad Univ. (Phys Iss)* 20, 55-68.
- 6- Mousavi Shirazi, S. A., Sardari, D., 2012. Design and Simulation of a New Model for Treatment by NCT. *Sci. Technol. Nucl. Install*, 1-7, doi:10.1155/2012/213640.
- 7- Mousavi Shirazi, S. A., Sardari, D., 2013. Analyzing the Interaction of Neutrons for Cancer Treatment Purpose. *J. Basic. Appl. Sci. Res.* 3 (2s), 503-506.
- 8- Mousavi Shirazi, S. A., Taheri, A., 2010. A NEW METHOD FOR NEUTRON CAPTURE THERAPY (NCT) AND RELATED SIMULATION BY MCNP4C CODE. *AIP Conf*, Kuala Lumpur, Malaysia 77-83.
- 9- Rajon, D. A., Jokisch, D. W., Patton, P. W., et al. 2000. Voxel size effects in three-dimensional nuclear magnetic resonance microscopy performed for trabecular bone dosimetry. *Med. Phys.* 27 (11), 2624-2635.
- 10- Zankl, M., Becker, J., Fill, U., et al. 2005. GSF MALE AND FEMALE ADULT VOXEL MODELS, REPRESENTING ICRP REFERENCE MAN-THE PRESENT STATUS. *American Nuclear Society Topical Meeting in Monte Carlo*. Chattanooga, USA 1-13.