

ابداع روشی نوین برای محاسبه مدت زمان تابش مورد نیاز در عمل پرتودرمانی بافت کبد به وسیله‌ی نوترون سریع

*سید علیرضا موسوی شیرازی

گروه فیزیک، واحد تهران جنوب، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

*تهران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب، دانشکده فنی، گروه فیزیک، کدپستی: ۱۷۷۷۶۱۳۶۵۱

پست الکترونیکی: a_moosavi@azad.ac.ir

چکیده

در طول عمل پرتودرمانی توسط هر یک از پرتوها، جلوگیری از جذب دز اضافی توسط هر بافتی امری بسیار ضروری می‌باشد. برای درمان هرچه بهتر بافت‌های سرطانی و ایجاد تابش دقیق‌تر آن، نیاز است که مدت تابش دقیق تخمین زده شود. از آنجایی که پرتودرمانی بافت کبد یکی از مهم‌ترین مسائل و معضلات پزشکی هسته‌ای می‌باشد، این تحقیق برای بافت کبد یک انسان مذکر ۴۰ ساله انجام شده است. برای این منظور، مواد تشکیل‌دهنده‌ی هر یک از ارگان‌های موجود در بافت شکم استخراج و برای کد هسته‌ای MCNPX تعریف می‌شوند. سپس هر یک از ارگان‌های بافت شکم توسط نرم افزار MATLAB سلول‌بندی می‌شوند. هر یک از سلول‌ها بر مبنای واحد هانسفیلد نقاط مربوط به تصاویر DICOM تعریف می‌شوند. سپس سلول‌ها به بافت مربوطه که از مواد تشکیل‌دهنده‌ی خاص خودش تشکیل شده است ارجاع داده می‌شوند و با آن مواد پر می‌گردند. سپس بافت کبد از سایر بافت‌های موجود در بافت شکم، مرزبندی و جداسازی می‌گردد. پس از آن، هندسه بافت کبد جدا شده به عنوان داده‌های ورودی برای کد MCNPX تولید و دز جذبی محاسبه می‌گردد. بعد از تعیین مقادیر دز جذبی در بافت کبد به ازای انرژی‌های نوترون‌های سریع ساطع شده، مدت زمان تابش مورد نیاز کبد توسط نوترون سریع با استفاده از یک ماژول نرم افزاری پیشرفته که با استفاده از زبان برنامه نویسی Delphi 7 در این تحقیق طراحی شده است محاسبه و بر حسب ثانیه بدست می‌آید. این محاسبه به واسطه برقراری یک رابطه بین دز جذبی و اکتیویته بر مبنای انرژی چشمه نوترون سریع کلینیکی انجام می‌شود و این مدت زمان تابش، جهت نیل به دز جذبی مطلوب برای هر بیمار در طول مدت تابش دهی محاسبه می‌گردد.

کلیدواژگان: تصویربرداری، دز، پرتودرمانی، زمان تابش دهی، کبد، نوترون سریع.

۱. مقدمه

پرتو پزشکی محسوب می‌شود [1]. برای درمان هرچه بهتر بافت‌های سرطانی و برای ایجاد تابش دقیق‌تر آن، نیاز است که زمان تابش‌دهی به طور نسبتاً دقیقی تخمین زده شود.

در طول عمل پرتودرمانی با هر پرتویی، ضروری است که از جذب دز اضافی توسط هر بافتی جلوگیری شود. به عبارت دیگر، اندازه‌گیری و ارزیابی زمان تابش‌دهی، یک امر مهم در

تصاویر به تصاویر جدیدی با استفاده از نرم افزار MATLAB تبدیل می‌شوند و هر ارگان در بافت شکم سلول‌بندی گردیده و یک تعداد زیادی از حجم‌ها به عنوان سلول ساخته می‌شوند چنان‌که هر سلول به منظور ساخت و پوشش دادن هندسه کامل بافت کبد، تکرار می‌گردد.

برای تعیین حجم سلول‌ها، یک شبکه بزرگ تعیین گردیده و این شبکه بزرگ به شبکه‌های بسیار کوچک تقسیم می‌شود. دقت شبکه‌های کوچک می‌تواند دلخواه باشد. در این تحقیق، دقت هر شبکه کوچک 1mm^3 در نظر گرفته شده است. به این علت که حداقل دقت ماشین کلینیکی تصویربرداری فوتون X که در این تحقیق به کارگیری شده است، 1mm^3 می‌باشد.

۲.۲. تعیین نوع بافت‌های موجود در شکم و سلول‌بندی آنها

در هر یک از برش‌های تصاویر DICOM متعلق به بافت شکم، نوع هر یک از بافت‌های موجود در شکم براساس میزان خاکستری بودن و میزان واحد هانسفیلد (HU°) پیکسل‌های موجود در آن تصاویر مشخص می‌گردد به طوری‌که هر پیکسل میان یک سلول بوده و بین عدد هانسفیلد و هر سلول یک تناظر برقرار است [5]. بنابراین توسط نرم افزار MATLAB، هر یک از سلول‌ها با توجه به عدد هانسفیلد مربوطه‌اش شناسایی شده و مشخص می‌گردد که متعلق به کدام یک از بافت‌های شکم است. میزان واحد هانسفیلد تمامی ارگان‌های موجود در بافت شکم برای نرم افزار MATLAB و بر مبنای معادله ذیل تعریف می‌گردد [6]:

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

به طوری‌که:

μ_X : ضریب تضعیف خطی برای ماده X

μ_{water} : ضریب تضعیف خطی برای آب

تابش‌دهی بافت‌های سرطانی با استفاده از فوتون‌های X و γ ، یکی از راه‌های درمان یک بیمار سرطانی می‌باشد [2]. عمل درمان به وسیله تابش نوترون نیز با دو نوع نوترون می‌تواند روی یک بیمار صورت پذیرد. یک نوع از روش‌های نوترون‌تراپی، عمل درمان به وسیله گیراندازی نوترون با بور (BNCT^1) می‌باشد که در آن از نوترون‌های فوق‌حرارتی که در محدوده انرژی‌های $100\text{keV} - 4\text{eV}$ قرار دارند، استفاده می‌شود [3]. روشی دیگر، استفاده مستقیم از گیراندازی نوترون توسط مواد موجود در محیط بافت سرطانی (NCT^2) می‌باشد که در آن از نوترون‌های سریع استفاده می‌شود. در این صورت، نوترون‌های سریع تک‌انرژی مورد استفاده قرار می‌گیرند. یک راه، استفاده از چشمه D-T بوده که نوترون‌های با انرژی 14MeV فراهم می‌کند [4]. هدف اصلی از این تحقیق، تعیین زمان پرتودهی مورد نیاز برای عمل درمان بافت کبد به وسیله تابش نوترون‌های سریع می‌باشد. نوترون‌های سریع در محدوده انرژی‌های بالاتر از 100keV قرار دارند.

۲. روش کار و رویه‌ی اندازه‌گیری

۱.۲. شبیه‌سازی و دزیمتری یک بافت کبد واقعی با

استفاده از تصاویر DICOM و نرم افزار MATLAB.

تصاویر حاصل از تصویربرداری دیجیتالی پزشکی (DICOM^3) که حاصل توموگرافی پردازش شده (CT^4) متعلق به بافت شکم یک مرد ۴۰ ساله می‌باشد از یکی از جهات در مختصات کارترین مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این تحقیق، تصاویر از جهت YZ در دستگاه مختصات کارترین یعنی از جایی که نمای جلویی بافت کبد ظاهر شده است در نظر گرفته می‌شود. در مرحله بعد، برش‌های این

¹Boron Neutron capture Therapy

²Neutron Capture Therapy

³Digital Imaging and Communications in Medicine

⁴Computed Tomography

⁵Hounsfield Unit

μ_{air} : ضریب تضعیف خطی برای هوا

جداول ۱ و ۲ به ترتیب، مقادیر هانسفیلد و μ برای برخی از بافت‌ها و مواد را نشان می‌دهد [7]:

جدول (۱): مقادیر هانسفیلد برای برخی از بافت‌ها و مواد که برای

نرم افزار MATLAB تعریف می‌شوند

| بافت و مواد | مقادیر هانسفیلد |
|----------------------------------|-----------------|
| هوا | -۱۰۰۰ |
| شش | -۸۸۰ |
| پستان | -۱۵۰ |
| چربی | -۱۰۰ |
| مایعات بدن | -۲ |
| آب | ۰ |
| بافت نرم | ۱ |
| خون | +۴۰ |
| ماهیچه | ۱۰۰ |
| استخوان | >۱۲۰۰ |
| آلومینیوم ۲۶۴۰ (در انرژی ۶۰ keV) | |

جدول (۲): مقادیر μ بر حسب cm^{-1} برای برخی از بافت‌ها و مواد در انرژی‌های مختلفی از فوتون X.

| بافت و ماده | ۴۰ keV | ۶۰ keV | ۸۰ keV | ۱۰۰ keV |
|-------------|--------|--------|--------|---------|
| چربی | ۰,۲۲۸ | ۰,۱۸۸ | ۰,۱۷۱ | ۰,۱۶۰ |
| آب | ۰,۲۶۸ | ۰,۲۰۶ | ۰,۱۸۴ | ۰,۱۷۱ |
| استخوان | ۱,۲۸ | ۰,۶۰۴ | ۰,۴۲۸ | ۰,۳۵۶ |
| آلومینیوم | ۱,۵۳۵ | ۰,۷۵۰ | ۰,۵۴۵ | ۰,۴۶۰ |
| تیتانیوم | ۱۰,۰۵ | ۳,۴۸ | ۱,۸۴۰ | ۱,۲۳۵ |

هر یک از بافت‌های موجود در بافت شکم که دارای مواد

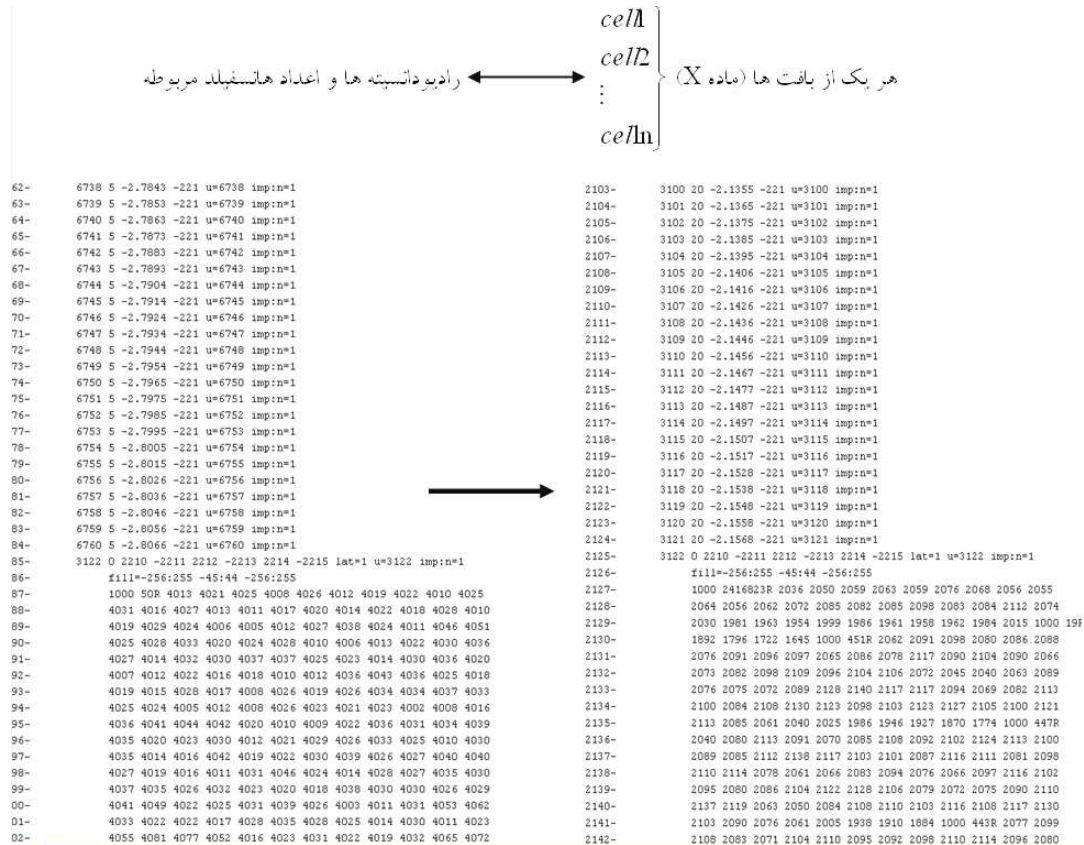
تشکیل دهنده خاص خودش نظیر چربی، آب و استخوان می‌باشد رادیودانسیته‌های مربوط به خودش را نیز داراست و هر سلول به طور دقیقی با رادیودانسیته و هانسفیلد مربوطه‌اش متناظر است. بدین ترتیب، بافت شکم به طور سراسر و کاملاً همگن با مواد موجود در محدوده شکم پر می‌شود و این مواد سرتاسر حجم را در بر می‌گیرند.

۳,۲. مرزبندی بافت کبد سلول‌بندی شده و جدا کردن آن

از آنجایی که بافت کبد در محدوده شکم قرار گرفته است، بعد از سلول‌بندی و پر کردن ناحیه شکم با مواد مربوطه، بافت کبد از بافت‌های دیگر مرزبندی و جداسازی می‌شود. این مرزبندی، با جایگزینی هوا بجای مواد موجود در سایر بافت‌های دیگر انجام می‌شود.

۴,۲. انتقال دیتاها به کد MCNPX و محاسبات دز

هندسه دقیق بافت کبد جدا شده، توسط نرم افزار MATLAB به صورت دیتاهایی تولید شده و این دیتاها به عنوان ورودی به کد هسته ای MCNPX منتقل می‌گردند. این بدین معناست که هندسه بافت کبد در نهایت از روی تصاویر DICOM، بصورت داده‌هایی بدست آمده و به عنوان ورودی به کد MCNPX انتقال می‌یابد. مطابق شکل ۱، قسمتی از دیتاهای تولید شده که شامل شماره سلول، شماره بافت، رادیو دانسیته، شبکه سلولی تعریف شده و تکرار سلول‌ها می‌باشد نمایش داده می‌شود. این دیتاها پس از مرزبندی و جداسازی بافت کبد از ناحیه شکم به شکل سمت راست تغییر می‌یابند که دیگر سلول‌های نواحی غیر کبد در آن وجود ندارند.



شکل (۱): دیتاهای تولید شده توسط نرم افزار MATLAB و انتقال داده شده به کد MCNPX.

۵.۲. تعیین زمان تابش دهی مورد نیاز در درمان، توسط

تابش نوترون سریع

یکی از مهم ترین موارد در خصوص درمان بافت سرطانی، تعیین دقیق زمان تابش دهی مورد نیاز در طول عمل پرتودرمانی می باشد. در این تحقیق، یک تناسبی بین دز جذبی و اکتیویته چشمه نوترونی برای هر یک از انرژی های نوترون سریع ساطع شده (نوترون مورد واقعه) در نظر گرفته می شود. این تناسب مطابق رابطه ۲ می باشد:

$$(2) \quad (\text{اکتیویته} \times \text{زمان}) \propto \text{دز جذبی}$$

نظر به اینکه دز جذبی تعیین شده توسط کد MCNPX در واقع به ازای تابش یک نوترون است، پس از تعیین دزهای جذبی به ازای هر یک از انرژی های نوترون های سریع ساطع شده، مقدار اکتیویته در آن ضرب می شود. لذا به منظور تعیین

در این مرحله، مواد تشکیل دهنده هر یک از بافت های

موجود در ناحیه شکم نیز برای کد MCNPX به عنوان

اطلاعات ورودی تعریف می شوند. بر طبق تحقیقات تجربی و

آزمایشگاهی که در گذشته صورت گرفته است ترکیبات

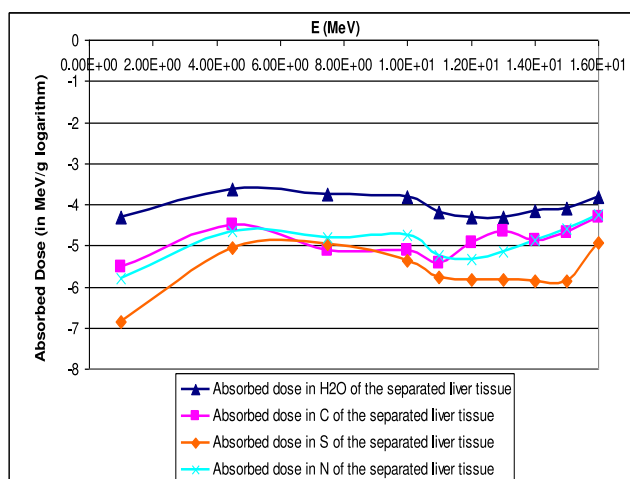
مولکولی دقیق بافت کبد بصورت جدول ۳ می باشد [8]:

جدول (۳): ترکیبات مولکولی و مواد ساختاری بافت کبد

| ماده | درصد جرمی |
|--|-----------|
| آب (H ₂ O) | ۶۹.۶۹٪ |
| گلیکوژن (C ₂₄ H ₄₂ O ₂₁) | ۰.۳۵٪ |
| پروتئین و گلوکز (C ₄₄₁₈₉ H ₇₁₂₅₂ N ₁₂₄₂₈ O ₁₄₀₀₇ S ₃₂₁ and C ₆ H ₁₂ O ₆) | ۲۹.۹٪ |

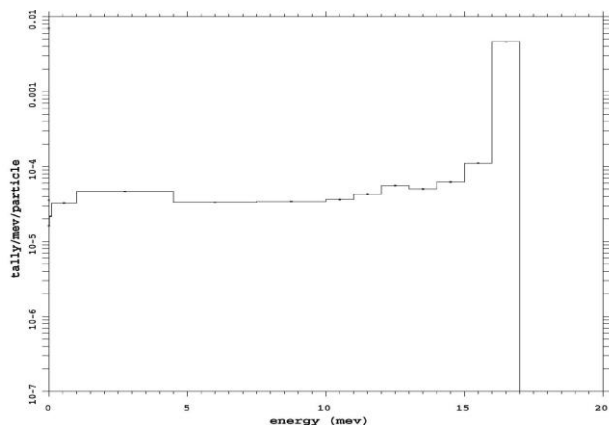
سپس کد MCNPX (شامل برنامه ای که در این تحقیق نوشته شده) اجرا و دزهای جذبی دقیق تعیین می گردند.

هر جزء از بافت شکم توسط کد MCNPX و بر مبنای شماره ماده تعریف شده در برنامه نویسی، به صورت اتوماتیک رنگ آمیزی می شود. همانطوری که در بخش (c) از شکل ۲ مشاهده می شود، تصویر بافت کبد در حالت جدا شده دارای رنگ قرمز می باشد. مقادیر دزهای جذبی در اجزای بافت کبد جدا شده در شکل ۳ برای یک محدوده وسیعی از انرژی های نوترونی سریع نمایش داده می شوند:



شکل (۳): دزهای جذبی در ترکیبات بافت کبد جدا شده.

مقدار نهایی دز جذبی و نیز مقادیر دزهای جذب شده برای هر یک از انرژی های نوترونی در بافت کبد جدا شده، به ترتیب در شکل ۴ و جدول ۴ نمایش داده می شود. به دلیل طولانی بودن اطلاعات جدول ۴، مقادیر دزهای جذبی تعیین شده فقط برای دو مورد از انرژی های نوترون ساطع شده شامل: 100 keV و 20 MeV نمایش داده شده است.



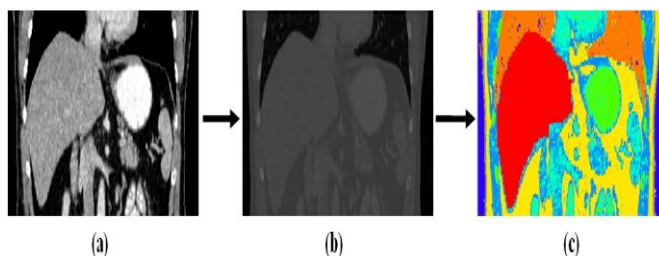
شکل (۴): دز جذبی کل در بافت کبد جدا شده (رسم شده توسط کد MCNPX).

زمان تابش مورد نیاز، مقادیر دزهای جذبی تعیین شده در بافت کبد بر اکتیویته نوترونی به ازای انرژی دلخواه از آن نوترون سریع تقسیم می شود. پس از تعیین دز مطلوب و مورد نظر توسط رادیوبیولوژیست، این مقدار به عنوان داده ورودی به ماژول نرم افزاری پیشرفته طراحی شده در این تحقیق (که با بهره گیری از زبان برنامه نویسی Delphi 7 نوشته شده است) در نظر گرفته می شود و این مقدار از دز در بین مقادیر تعیین شده از دزهای جذبی، و بر اساس مقادیر جدول ۵ (جدول مستخرج شده از جدول ۴) درون یابی می گردد.

بنابراین با استفاده از مقادیر دزهای جذبی بدست آمده در بافت کبد (بر حسب Gy) به ازای: ۱- هر یک از انرژی های نوترون های سریع ساطع شده، ۲- دز درمانی مطلوب (بر حسب Gy)، ۳- اکتیویته (بر حسب Bq) و ۴- انرژی چشمه نوترونی کلینیکی (بر حسب MeV)، که همگی به عنوان داده های ورودی به ماژول نرم افزاری به شمار می روند، نتیجتاً زمان تابش دهی دقیق جهت نیل به دز مطلوب در عمل درمان با نوترون سریع، با استفاده از ماژول نرم افزاری مذکور و بر حسب ثانیه محاسبه و مشخص می شود.

۳. نتایج و بحث

تصاویری از بافت شکم که با استفاده از نرم افزار MATLAB و کد MCNPX تبدیل شده است به طور پشت سر هم و در سه مرحله در شکل ۲ نمایش داده می شوند:



شکل (۲): (a) تصویر DICOM بافت شکم

(b) تصویر بافت شکم که از حالت DICOM به تصویر جدید مستخرج از نرم افزار MATLAB تبدیل شده است

(c) تصویر ناحیه شکم که به تصویر جدیدی تبدیل شده که حاصل از کد MCNPX می باشد.

جدول (۴): دزهای جذبی به ازای هر یک از انرژی‌های نوترون‌های سریع ساطع شده برای گروه‌های مختلف انرژی

انرژی نوترون سریع ساطع شده: 1.0E-1 MeV

| گروه انرژی (MeV) | دز جذبی (MeV/g) | گروه انرژی (MeV) | دز جذبی (MeV/g) |
|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| 1.00E-09 | 3.42E-06 | 6.00E-03 | 4.36E-14 |
| 5.00E-09 | 3.63E-06 | 8.00E-03 | 7.78E-13 |
| 1.00E-08 | 3.70E-06 | 1.00E-02 | 2.91E-12 |
| 2.00E-08 | 2.02E-05 | 2.00E-02 | 1.32E-11 |
| 4.00E-08 | 4.55E-05 | 4.00E-02 | 4.67E-11 |
| 6.00E-08 | 4.98E-05 | 6.00E-02 | 5.30E-11 |
| 8.00E-08 | 5.56E-05 | 8.00E-02 | 4.43E-11 |
| 1.00E-07 | 3.14E-04 | 1.00E-01 | 3.49E-11 |
| 2.00E-07 | 0.00E+00 | 2.00E-01 | 9.75E-11 |
| 4.00E-07 | 0.00E+00 | 4.00E-01 | 1.01E-10 |
| 6.00E-07 | 0.00E+00 | 6.00E-01 | 8.91E-11 |
| 8.00E-07 | 0.00E+00 | 8.00E-01 | 8.74E-11 |
| 1.00E-06 | 0.00E+00 | 1.00E+00 | 8.77E-11 |
| 2.00E-06 | 0.00E+00 | 2.00E+00 | 4.42E-10 |
| 4.00E-06 | 0.00E+00 | 4.00E+00 | 9.63E-10 |
| 6.00E-06 | 0.00E+00 | 6.00E+00 | 1.00E-09 |
| 8.00E-06 | 0.00E+00 | 8.00E+00 | 1.05E-09 |
| 1.00E-05 | 0.00E+00 | 1.00E+01 | 1.15E-09 |
| 2.00E-05 | 0.00E+00 | 1.10E+01 | 6.08E-09 |
| 4.00E-05 | 0.00E+00 | 1.20E+01 | 1.41E-08 |
| 6.00E-05 | 0.00E+00 | 1.30E+01 | 1.47E-08 |
| 8.00E-05 | 0.00E+00 | 1.40E+01 | 1.63E-08 |
| 1.00E-04 | 0.00E+00 | 1.50E+01 | 1.67E-08 |
| 2.00E-04 | 0.00E+00 | 1.60E+01 | 9.08E-08 |
| 4.00E-04 | 0.00E+00 | 1.70E+01 | 2.07E-07 |
| 6.00E-04 | 0.00E+00 | 1.80E+01 | 2.31E-07 |
| 8.00E-04 | 0.00E+00 | 1.90E+01 | 2.40E-07 |
| 1.00E-03 | 0.00E+00 | 2.00E+01 | 2.55E-07 |
| 2.00E-03 | 5.01E-04 | مجموع | 1.39E-06 |
| 4.00E-03 | | | 3.08E-06 |

انرژی نوترون سریع ساطع شده: 2.0E+1 MeV

| گروه انرژی (MeV) | دز جذبی (MeV/g) | گروه انرژی (MeV) | دز جذبی (MeV/g) |
|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| 1.00E-09 | 1.40E-07 | 6.00E-03 | 1.95E-15 |
| 5.00E-09 | 1.60E-07 | 8.00E-03 | 3.81E-14 |
| 1.00E-08 | 1.63E-07 | 1.00E-02 | 8.81E-14 |
| 2.00E-08 | 8.72E-07 | 2.00E-02 | 4.70E-13 |
| 4.00E-08 | 2.07E-06 | 4.00E-02 | 1.94E-12 |
| 6.00E-08 | 2.19E-06 | 6.00E-02 | 2.25E-12 |
| 8.00E-08 | 2.42E-06 | 8.00E-02 | 1.95E-12 |
| 1.00E-07 | 2.48E-06 | 1.00E-01 | 1.38E-12 |
| 2.00E-07 | 1.58E-05 | 2.00E-01 | 4.16E-12 |
| 4.00E-07 | 1.07E-05 | 4.00E-01 | 4.20E-12 |
| 6.00E-07 | 1.20E-05 | 6.00E-01 | 4.08E-12 |

| | | | |
|----------|----------|----------|----------|
| 1.29E-05 | 8.00E-01 | 3.29E-12 | 8.00E-07 |
| 1.25E-05 | 1.00E+00 | 3.40E-12 | 1.00E-06 |
| 7.48E-05 | 2.00E+00 | 1.84E-11 | 2.00E-06 |
| 1.92E-04 | 4.00E+00 | 3.73E-11 | 4.00E-06 |
| 2.01E-04 | 6.00E+00 | 4.31E-11 | 6.00E-06 |
| 1.93E-04 | 8.00E+00 | 4.47E-11 | 8.00E-06 |
| 1.90E-04 | 1.00E+01 | 3.99E-11 | 1.00E-05 |
| 1.02E-04 | 1.10E+01 | 2.54E-10 | 2.00E-05 |
| 9.69E-05 | 1.20E+01 | 5.99E-10 | 4.00E-05 |
| 1.20E-04 | 1.30E+01 | 6.51E-10 | 6.00E-05 |
| 1.02E-04 | 1.40E+01 | 6.33E-10 | 8.00E-05 |
| 7.93E-05 | 1.50E+01 | 6.91E-10 | 1.00E-04 |
| 1.03E-04 | 1.60E+01 | 3.82E-09 | 2.00E-04 |
| 7.38E-05 | 1.70E+01 | 8.94E-09 | 4.00E-04 |
| 1.19E-04 | 1.80E+01 | 1.01E-08 | 6.00E-04 |
| 2.21E-04 | 1.90E+01 | 9.51E-09 | 8.00E-04 |
| 1.77E-02 | 2.00E+01 | 9.47E-09 | 1.00E-03 |
| 1.96E-02 | مجموع | 5.77E-08 | 2.00E-03 |
| | | 1.26E-07 | 4.00E-03 |

یک مقدار دلخواه از دز درمانی مورد نیاز در بین مقادیر بدست آمده از دزهای جذبی برای یک محدوده وسیعی از انرژی های نوترون های سریع، مطابق جدول ۵ به طور دقیقی درونیابی می شود:

جدول (۵): مقادیر دزهای جذبی (بر حسب Gy) بدست آمده در اجزای بافت کبد جدا شده برای دامنه وسیعی از انرژیهای نوترون های سریع ساطع شده

| انرژی نوترون سریع ساطع شده (MeV) | دز جذبی در آب | دز جذبی در کربن | دز جذبی در سولفور | دز جذبی در نیتروژن | دز جذبی کلی |
|----------------------------------|---------------|-----------------|-------------------|--------------------|-------------|
| 1.00E-01 | 5.02E-04 | 2.23E-05 | 1.05E-05 | 1.45E-06 | 5.36E-04 |
| 2.00E-01 | 9.91E-04 | 4.41E-05 | 8.94E-06 | 1.71E-06 | 1.05E-03 |
| 4.00E-01 | 1.81E-03 | 8.50E-05 | 9.56E-06 | 2.18E-06 | 1.91E-03 |
| 6.00E-01 | 2.57E-03 | 1.13E-04 | 9.38E-06 | 2.54E-06 | 2.69E-03 |
| 8.00E-01 | 3.24E-03 | 1.41E-04 | 1.33E-05 | 3.25E-06 | 3.39E-03 |
| 1.00E+00 | 3.96E-03 | 1.73E-04 | 1.57E-05 | 4.65E-06 | 4.15E-03 |
| 2.00E+00 | 7.08E-03 | 2.68E-04 | 7.75E-05 | 8.37E-06 | 7.43E-03 |
| 4.00E+00 | 1.00E-02 | 6.15E-04 | 3.16E-04 | 4.19E-05 | 1.10E-02 |
| 4.50E+00 | 1.09E-02 | 4.85E-04 | 3.87E-04 | 3.85E-05 | 1.18E-02 |
| 6.00E+00 | 1.28E-02 | 4.68E-04 | 4.95E-04 | 3.17E-05 | 1.38E-02 |
| 7.50E+00 | 1.34E-02 | 7.33E-04 | 5.35E-04 | 3.50E-05 | 1.47E-02 |
| 8.00E+00 | 1.35E-02 | 7.99E-04 | 5.59E-04 | 3.92E-05 | 1.49E-02 |
| 1.00E+01 | 1.63E-02 | 8.57E-04 | 6.72E-04 | 4.60E-05 | 1.79E-02 |
| 1.10E+01 | 1.68E-02 | 9.66E-04 | 7.12E-04 | 5.02E-05 | 1.85E-02 |
| 1.20E+01 | 1.76E-02 | 1.28E-03 | 7.62E-04 | 5.44E-05 | 1.97E-02 |
| 1.30E+01 | 1.77E-02 | 1.37E-03 | 8.07E-04 | 5.94E-05 | 1.99E-02 |
| 1.40E+01 | 1.84E-02 | 1.52E-03 | 8.39E-04 | 6.39E-05 | 2.08E-02 |
| 1.50E+01 | 1.90E-02 | 1.70E-03 | 8.54E-04 | 7.19E-05 | 2.16E-02 |
| 1.60E+01 | 1.90E-02 | 1.87E-03 | 8.64E-04 | 7.96E-05 | 2.18E-02 |
| 1.70E+01 | 1.91E-02 | 2.08E-03 | 8.80E-04 | 8.43E-05 | 2.21E-02 |
| 1.80E+01 | 1.88E-02 | 2.34E-03 | 9.01E-04 | 9.20E-05 | 2.21E-02 |
| 1.90E+01 | 1.91E-02 | 2.52E-03 | 9.21E-04 | 9.50E-05 | 2.26E-02 |
| 2.00E+01 | 1.96E-02 | 2.57E-03 | 9.48E-04 | 9.46E-05 | 2.32E-02 |

در نهایت، زمان تابش دهی مورد نیاز برحسب ثانیه و به طور دقیق با استفاده از ماژول نرم افزاری، مطابق شکل ۵ تعیین می شود.

شکل (۵): زمان تابش دهی دقیق بدست آمده بر حسب ثانیه توسط ماژول نرم افزاری براساس دز درمانی مطلوب و اکتیویته های مختلف (بر حسب Bq) و انرژی های مختلف نوترون سریع ساطع شده (بر حسب MeV).

با استفاده از این روش، دزهای جذبی داخلی به طور دقیق در یک بافت کبد واقعی و عناصر تشکیل دهنده آن در عمل پرتودرمانی توسط نوترون سریع محاسبه می شوند. علاوه بر اینها، این روش برای دیگر پرتوها نظیر پروتون یا نوترون نیز می تواند بکارگیری شود.

بنابراین، بر اساس مقادیر دزهای جذبی تعیین شده در بافت کبد (مطابق جدول ۵) که در ماژول نرم افزاری تعریف شده اند به همراه برخی از داده های ورودی نظیر اکتیویته و انرژی چشمه نوترونی کلینیکی و با استفاده از درونیابی عددی بین مقادیر دزهای جذبی، مدت زمان تابش مورد نیاز برای نیل به دز جذبی مطلوب برای بافت کبد بیمار در عمل پرتودرمانی توسط نوترون سریع بدست می آید.

در این تحقیق، نتایج بدست آمده می تواند برای تحقیقات مشابه درخصوص بافت کبد انسان استانداردسازی شود و در واقع بعد از تعیین دز درمانی مطلوب (بر حسب Gy) توسط متخصص مربوطه نظیر رادیوبیولوژیست و همچنین بر مبنای اکتیویته و انرژی چشمه نوترونی کلینیکی، با استفاده از تصاویر DICOM مربوط به شکم همان بیمار، به مدت زمان تابش دقیق برای آن بیمار پی برده خواهد شد. از این جهت، از

مطابق شکل ۵ و برای نمونه در قسمت C مشاهده می شود که برای یک بیمار که به دز درمانی 0.5 Gy نیاز دارد، با توجه به وجود چشمه نوترونی کلینیکی با انرژی 14 MeV و اکتیویته 2 Ci، مدت زمان ۷۱۸٫۸ ثانیه لازم است تا بیمار مورد تابش قرار گیرد تا بهترین درمان روی بیمار صورت پذیرد.

در این تحقیق، در ابتدا تصاویر DICOM یک بافت شکم در نظر گرفته شد. سپس با بکارگیری نرم افزار MATLAB و تصاویر DICOM و با استفاده از کد هسته ای MCNPX، بافت کبد محصور در ناحیه شکم مرزبندی و جدا و مورد تابش نوترون های سریع گردید. دزیمتری مواد موجود در بافت کبد جدا شده انجام گردید و در نهایت دزهای جذبی در بافت کبد تعیین و از روی آن، زمان تابش دهی مورد نیاز محاسبه و تعیین گردید.

اینطور باید در نظر گرفته شود که این روش می تواند برای هر شخص بیماری از طریق تصاویر سی تی اسکن متعلق به آن بیمار انجام و تمامی رویه های ذکر شده در این تحقیق برای آن شخص بکارگیری شود.

۴. نتیجه گیری

نقطه نظر کلینیکی، این تکنیک می تواند برای انواع و کارگیری شود.

اندازه های مختلفی از سایر بافت های نرم نیز تعمیم داده و به

۵. مراجع

- [1] S.A. Mousavi Shirazi, D. Sardari. Design and simulation of a new model for treatment by NCT. *Sci. Technol. Nucl. Ins.* 2012 (2012) 1-7.
- [2] A. Stenvall, E. Larsson, S.E. Strand, B.A. Jönsson. A small-scale anatomical dosimetry model of the liver. *Phys. Med. Biol.* 59 (2014) 3353-3371.
- [3] I. Postuma, S. Bortolussi, N. Protti, F. Ballarini, P. Bruschi, L. Ciani and et al. An improved neutron autoradiography set-up for ^{10}B concentration measurements in biological samples. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 21 (2016) 123-128.
- [4] H. Koivunoro, D. Bleuel, U. Nastasi, T. Lou, J. Reijonen, K.N. Leung. BNEUTRON THERAPY dose distribution in liver with epithermal D-D and D-T fusion-based neutron beams. *Appl. Radiat. Isot.* 61 (2004) 853-859.
- [5] J.T. Smith, R.M. Hawkins, J.A. Guthrie, D.J. Wilson, P.M. Arnold, S. Boyes and et al. Effect of slice thickness on liver lesion detection and characterisation by multidetector CT. *J. Med. Imaging. Radiat. Oncol.* 54 (2010) 188-193.
- [6] G.N. Hounsfield. Computed medical imaging. *J. Radiol.* 210 (1980) 22-28.
- [7] T.E. Reeves, P. Mah, W.D. McDavid. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. *Dentomaxillofac. Radiol.* 41 (2012) 500-508.
- [8] J.J. McBride, M. Mason Guest, E. L. Scott. The Storage of the Major Liver Components; emphasizing the relationship of glycogen to water in the liver and the hydration of glycogen. *J. Biol. Chem.* 139 (1941) 943-952.