



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۸، شماره ۴، ویژه‌نامه پرتوهای یونساز، ۱۳۹۹، صفحه ۱۱۳-۱۲۲

پنجمین کنفرانس ملی سنجش و ایمنی پرتوهای یونساز و غیر یونساز (مهرماه ۱۳۹۷)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۶/۰۱، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۷/۰۱



## 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: ۱۷۷۷۶۱۳۳۶۵۱

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

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 تابش دهی، یک امر مهم در پرتو پزشکی محسوب می‌شود [1]. برای درمان هرچه بهتر

کارتزین یعنی از جایی که نمای جلویی بافت کبد ظاهر شده است در نظر گرفته می‌شود. در مرحله بعد، برش‌های این 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  $1\text{mm}^3$  در نظر گرفته شده است. به این علت که حداقل دقت ماشین کلینیکی تصویربرداری فوتون X که در این تحقیق به کارگیری شده است،  $1\text{mm}^3$  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 ( $\text{HU}^\circ$ ) پیکسل‌های موجود در آن تصاویر مشخص می‌گردد به طوری که 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]:

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

بافت‌های سرطانی و برای ایجاد تابش دقیق‌تر آن، نیاز است که زمان تابش‌دهی به طور نسبتاً دقیقی تخمین زده شود. تابش‌دهی بافت‌های سرطانی با استفاده از فوتون‌های X و  $\gamma$  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 ( $\text{BNCT}^1$ ) می‌باشد که در آن از نوترون‌های فوق‌حرارتی که در محدوده انرژی‌های  $4\text{ eV}-100\text{ keV}$  قرار دارند، استفاده می‌شود [3]. روشی دیگر، استفاده مستقیم از گیراندازی نوترون توسط مواد موجود در محیط بافت سرطانی ( $\text{NCT}^2$ ) 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  $14\text{ MeV}$  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  $100\text{ keV}$  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 ( $\text{DICOM}^3$ ) که حاصل توموگرافی پردازش شده ( $\text{CT}^4$ ) متعلق به بافت شکم یک مرد ۴۰ ساله می‌باشد از یکی از جهات در مختصات کارتزین مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این تحقیق، تصاویر از جهت YZ در دستگاه مختصات

<sup>1</sup>Boron Neutron capture Therapy

<sup>2</sup>Neutron Capture Therapy

<sup>3</sup>Digital Imaging and Communications in Medicine

<sup>4</sup>Computed Tomography

<sup>5</sup>Hounsfield Unit

به طوری که:

$\mu_X$ : ضریب تضعیف خطی برای ماده  $X$

$\mu_{water}$ : ضریب تضعیف خطی برای آب

$\mu_{air}$ : ضریب تضعیف خطی برای هوا

جداول ۱ و ۲ به ترتیب، مقادیر هانسفیلد و  $\mu$  برای برخی

از بافت ها و مواد را نشان می دهد [7]:

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

نرم افزار MATLAB تعریف می شوند

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  $\mu$  بر حسب  $\text{cm}^{-1}$  برای برخی از بافت ها و مواد در

انرژی های 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

	cell1	هر یک از بافت‌ها (ماده X)
	cell2	
	⋮	
	celln	
2103-	3100 20 -2.1355 -221 u=3100 imp:n=1	
2104-	3101 20 -2.1365 -221 u=3101 imp:n=1	
2105-	3102 20 -2.1375 -221 u=3102 imp:n=1	
2106-	3103 20 -2.1385 -221 u=3103 imp:n=1	
2107-	3104 20 -2.1395 -221 u=3104 imp:n=1	
2108-	3105 20 -2.1406 -221 u=3105 imp:n=1	
2109-	3106 20 -2.1416 -221 u=3106 imp:n=1	
2110-	3107 20 -2.1426 -221 u=3107 imp:n=1	
2111-	3108 20 -2.1436 -221 u=3108 imp:n=1	
2112-	3109 20 -2.1446 -221 u=3109 imp:n=1	
2113-	3110 20 -2.1456 -221 u=3110 imp:n=1	
2114-	3111 20 -2.1467 -221 u=3111 imp:n=1	
2115-	3112 20 -2.1477 -221 u=3112 imp:n=1	
2116-	3113 20 -2.1487 -221 u=3113 imp:n=1	
2117-	3114 20 -2.1497 -221 u=3114 imp:n=1	
2118-	3115 20 -2.1507 -221 u=3115 imp:n=1	
2119-	3116 20 -2.1517 -221 u=3116 imp:n=1	
2120-	3117 20 -2.1528 -221 u=3117 imp:n=1	
2121-	3118 20 -2.1538 -221 u=3118 imp:n=1	
2122-	3119 20 -2.1548 -221 u=3119 imp:n=1	
2123-	3120 20 -2.1558 -221 u=3120 imp:n=1	
2124-	3121 20 -2.1568 -221 u=3121 imp:n=1	
2125-	3122 0 2210 -2211 2212 -2213 2214 -2215 lat=1 u=3122 imp:n=1	
2126-	f111=-256:255 -45:44 -256:255	
2127-	1000 2416823R 2036 2050 2059 2063 2059 2076 2068 2056 2055	
2128-	2064 2056 2062 2072 2095 2082 2085 2098 2083 2084 2112 2074	
2129-	2030 1981 1963 1954 1999 1986 1961 1958 1962 1984 2015 1000 199	
2130-	1892 1796 1722 1645 1000 451R 2062 2091 2098 2080 2086 2088	
2131-	2076 2091 2096 2097 2065 2086 2078 2117 2090 2104 2090 2066	
2132-	2073 2082 2098 2109 2096 2104 2106 2072 2045 2040 2063 2089	
2133-	2076 2075 2072 2089 2128 2140 2117 2117 2094 2069 2082 2113	
2134-	2100 2084 2108 2130 2123 2098 2103 2123 2127 2105 2100 2121	
2135-	2113 2085 2061 2040 2025 1986 1946 1927 1870 1774 1000 447R	
2136-	2040 2080 2113 2091 2070 2085 2108 2092 2102 2124 2113 2100	
2137-	2089 2085 2112 2138 2117 2103 2101 2087 2116 2111 2081 2098	
2138-	2110 2114 2078 2061 2066 2083 2094 2076 2066 2097 2116 2102	
2139-	2095 2080 2086 2104 2122 2128 2106 2079 2072 2075 2090 2110	
2140-	2137 2119 2063 2050 2084 2108 2110 2103 2116 2108 2117 2130	
2141-	2103 2090 2076 2061 2005 1938 1910 1884 1000 443R 2077 2099	
2142-	2108 2083 2071 2104 2110 2095 2092 2098 2110 2114 2096 2080	

تشکیل‌دهنده 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 سلول بندی و پر کردن ناحیه شکم با مواد مربوطه، بافت کبد از بافت های دیگر مرزبندی و جداسازی می‌شود. این مرزبندی، با جایگزینی هوا بجای مواد موجود در سایر بافت های 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 داده هایی 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 سلول ها می باشد 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.

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:

$$(۲) \quad (\text{اکتیویته} \times \text{زمان}) \propto \text{دز جذبی}$$

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 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

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

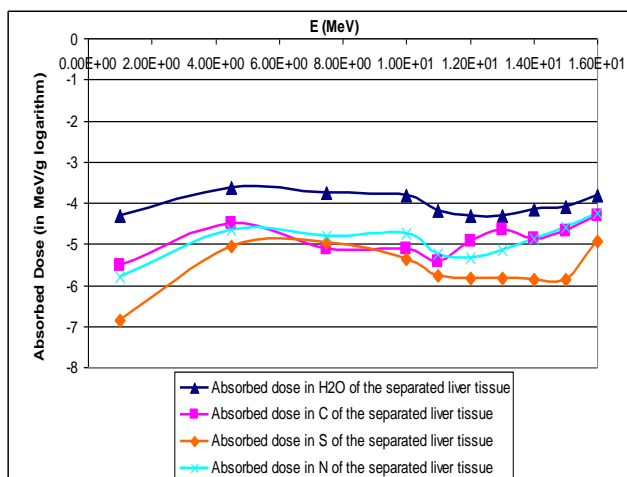
ماده	درصد جرمی
آب (H <sub>2</sub> O)	۶۹,۶۹٪
گلیکوژن (C <sub>24</sub> H <sub>42</sub> O <sub>21</sub> )	۰,۳۵٪
پروتیین و گلوکز (C <sub>44189</sub> H <sub>71252</sub> N <sub>12428</sub> O <sub>14007</sub> S <sub>321</sub> and C <sub>6</sub> H <sub>12</sub> O <sub>6</sub> )	۲۹,۹٪

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

۵,۲. تعیین زمان تابش دهی مورد نیاز در درمان، توسط

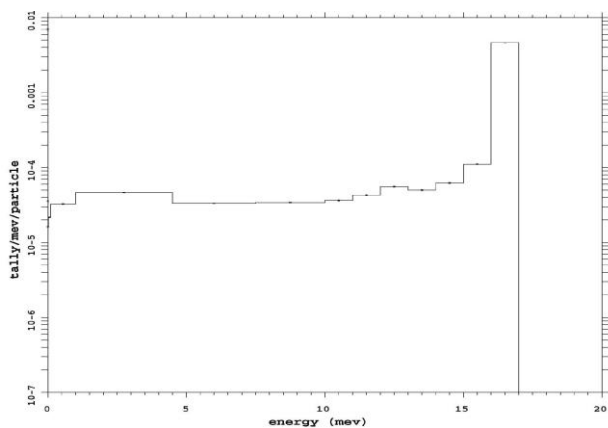
تابش نوترون سریع

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.

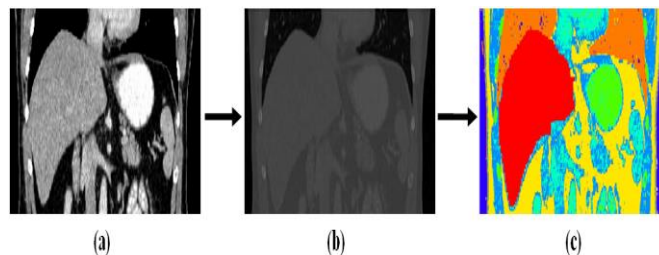
مقدار نهایی دز جذبی و نیز مقادیر دزهای جذب شده برای هر یک از انرژی های نوترونی در بافت کبد جدا شده، به ترتیب در شکل ۴ و جدول ۴ نمایش داده می شود. به دلیل طولانی بودن اطلاعات جدول ۴، مقادیر دزهای جذبی تعیین شده فقط برای دو مورد از انرژی های نوترون ساطع شده شامل: 100 keV و 20 MeV نمایش داده شده است.



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 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.

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

.(MCNPX

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

نوترون‌های سریع، مطابق جدول ۵ به طور دقیقی درونیابی می

یک مقدار دلخواه از دز درمانی مورد نیاز در بین مقادیر بدست

شود:

آمده از دزهای جذبی برای یک محدوده وسیعی از انرژی‌های

جدول (۵): مقادیر دزهای جذبی (بر حسب Gy) بدست آمده در اجزای بافت کبد جدا شده برای دامنه وسیعی از انرژیهای نوترون‌های 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 تابش‌دهی مورد نیاز برحسب ثانیه و به طور دقیق با استفاده از ماژول نرم‌افزاری، مطابق شکل ۵ تعیین می‌شود.

شکل (۵): زمان تابش‌دهی دقیق بدست آمده بر حسب ثانیه توسط ماژول نرم‌افزاری براساس دز درمانی مطلوب و اکتیویته‌های مختلف (بر حسب Bq) و انرژی‌های 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 تشکیل‌دهنده آن در عمل پرتودرمانی توسط نوترون سریع محاسبه می‌شوند. علاوه بر این‌ها، این روش برای دیگر پرتوها نظیر پروتون یا نوترون نیز می‌تواند بکارگیری شود.

بنابراین، بر اساس مقادیر دزهای جذبی تعیین شده در بافت کبد (مطابق جدول ۵) که در ماژول نرم‌افزاری تعریف شده اند به همراه برخی از داده‌های 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 می‌آید.

در این تحقیق، نتایج بدست آمده می‌تواند 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 می‌شود 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 هسته‌ای MCNPX، بافت کبد محصور در ناحیه شکم مرزبندی و جدا و مورد تابش نوترون‌های 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 تابش‌دهی مورد نیاز محاسبه و تعیین گردید.

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

#### ۴. نتیجه‌گیری

---

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

اندازه‌های مختلفی از سایر بافت‌های 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  $^{10}\text{B}$  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