

مطالعه دزیمتری چشمه براکی تراپی ^{103}Pd (Theragenics, Model 200) در فانتوم آب و بافت‌های مختلف توسط کد مونت کارلو GATE

پیوند طاهرپور* و زینب فردی

گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

*گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۴۱۹۳۸-۳۳۶۹۷

پست الکترونیکی: p.taherparvar@guilan.ac.ir

چکیده

براکی تراپی یکی از روش‌های مؤثر در درمان انواع تومورهای بدخیم موضعی می‌باشد. در این روش تعیین توزیع دز در اطراف چشمه‌های براکی تراپی قبل از استفاده بالینی در بدن بیمار از اهمیت زیادی برخوردار است. در این تحقیق پارامترهای دزیمتری توصیه شده توسط کارگروه شماره ۴۳ (TG-43U1) انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM)، نظیر تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی چشمه براکی تراپی ^{103}Pd (Theragenics, Model 200) با استفاده از کد شبیه‌سازی مونت کارلو GATE محاسبه شد و با داده‌های به دست آمده از سایر پژوهش‌ها مقایسه گردید. حداکثر اختلاف میانگین در محاسبه تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی به ترتیب حدود ۹٪ و ۸٪ می‌باشد. از سوی دیگر، از آنجا که ضریب تضعیف چشمه‌های براکی تراپی در فانتوم آب با بافت‌های مختلف متفاوت است، تأثیر بافت‌های مختلف بر پارامتر تابع دز شعاعی چشمه براکی تراپی ^{103}Pd با استفاده از کد GATE 8.2 مورد بررسی قرار گرفت. اختلاف نسبی تابع دز شعاعی در بافت چربی، ماهیچه، پستان و مغز در مقایسه با فانتوم آب در فاصله شعاعی ۵ سانتی‌متر به ترتیب حدود ۱۵۳٪، ۳۰٪، ۳۵٪ و ۲۹٪ بود. مقایسه نتایج حاصل از این حالت‌ها با زمانی که از فانتوم آب برای محاسبات استفاده می‌شود، نشان‌دهنده تفاوت محسوس دز جذبی در برخی از بافت‌ها نسبت به فانتوم آب می‌باشد. نتایج به دست آمده حاکی از آن است که علی‌رغم میانگین انرژی پایین و تغییرات شدید دز با فاصله چشمه براکی تراپی ^{103}Pd ، پارامترهای دزیمتری را می‌توان با استفاده از کد GATE و انتخاب فهرست فیزیکی مناسب به خوبی مورد محاسبه قرار داد.

کلیدواژگان: براکی تراپی، چشمه براکی تراپی ^{103}Pd ، پارامترهای دزیمتری، مونت کارلو، کد GATE.

۱. مقدمه

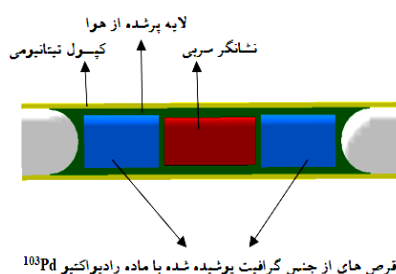
براکی تراپی نوع خاصی از پرتودرمانی است که در آن چشمه‌های پرتوزا درون یا نزدیک تومور در بدن بیمار قرار می‌گیرند [۱]. یکی از مزایای اصلی استفاده از روش براکی تراپی، از بین بردن سلول‌های سرطانی است در حالی که بافت‌های سالم اطراف تومور کمترین میزان آسیب را دریافت می‌کنند. در کنار کاربردهای خاص چشمه‌های گسیلنده ذرات بتا مانند ^{32}P [۲]، امروزه چشمه‌های گسیلنده گامای کم‌انرژی نظیر ^{125}I ، ^{131}Cs و ^{103}Pd به‌طور گسترده در براکی تراپی برای

از آن با سایر پژوهش‌های صورت گرفته در این زمینه مقایسه شد. در ادامه به منظور بررسی تأثیر استفاده از فانتوم بافت‌های مختلف بدن روی پارامتر تابع دز شعاعی چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd ، شبیه‌سازی‌های مربوط به این پارامتر در بافت‌های ماهیچه، چربی، پستان، بافت نرم (با ۴ عنصر سازنده) و بافت نرم (با ۹ عنصر سازنده) انجام گرفت و میزان اختلاف حاصل شده در محاسبه تابع دز شعاعی نسبت به فانتوم آب ارائه شده است.

۲. مواد و روش‌ها

۱.۲. مشخصات چشمه ^{103}Pd ، Theragenics-200

چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd ، Theragenics-200 شامل یک کپسول استوانه‌ای با قطر خارجی ۰/۸۲۶ میلی‌متر و ضخامت ۰/۰۵۶ میلی‌متر از جنس تیتانیوم می‌باشد. بخش داخلی چشمه از دو پوسته استوانه‌ای هم‌محور از جنس گرافیت با قطر ۰/۵۶۰ میلی‌متر و طول ۰/۸۹۰ میلی‌متر تشکیل شده که هر یک از این استوانه‌ها به وسیله لایه‌ای از ^{103}Pd به ضخامت ۲/۲ میکرومتر پوشانده شده‌اند. یک نشانگر استوانه‌ای از جنس سرب با قطر ۰/۵ میلی‌متر و طول ۱/۰۹ میلی‌متر بین دو استوانه گرافیتی قرار گرفته است. طول فعال^۳ و طول کلی چشمه به ترتیب ۴/۲۳ و ۴/۵ میلی‌متر می‌باشد [۷]. در شکل ۱ چشمه شبیه‌سازی شده توسط کد GATE^۴ به نمایش درآمده است.



شکل (۱): چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd ، Theragenics-200 شبیه‌سازی

شده توسط کد GATE.

درمان انواع سرطان‌ها مانند چشم، پستان، پروستات و تومورهای مغزی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳]. یکی از چشمه‌های پرکاربرد مورد استفاده در براکی‌تراپی، ^{103}Pd می‌باشد. چشمه ^{103}Pd اولین بار در مرکز منطقه‌ای سرطان سانیبروک تورنتو کانادا برای درمان سرطان پستان مورد استفاده قرار گرفت و هم‌اکنون نیز برای درمان انواع بدخیمی‌ها نظیر سرطان‌های چشم و پروستات به کار برده می‌شود [۴]. رادیوایزوتوپ ^{103}Pd به دلیل داشتن میانگین انرژی پایین‌تر (۲۰ keV) نسبت به سایر چشمه‌ها نظیر ^{125}I ، ^{192}Ir امکان کاهش سریع‌تر دز با فاصله را در بافت مورد نظر فراهم می‌کند. همچنین ^{103}Pd به دلیل دارا بودن نیمه‌عمر کوتاه حدود ۱۷ روز، در کاشت‌های دائم مورد استفاده قرار می‌گیرد [۵]. ^{103}Pd از طریق فرآیند فعال‌سازی نوترون (گیراندازی نوترون) توسط هسته پایدار ^{102}Pd تولید می‌شود و از طریق گیراندازی الکترون واپاشی می‌کند که در طول واپاشی، تابش گاما با انرژی‌های مختلف در محدوده ۲۳-۲۰ keV گسیل می‌کند. به منظور کاهش آسیب‌های احتمالی به بافت‌های سالم اطراف تومور در حین انجام براکی‌تراپی، میزان دز رسیده به بافت مورد نظر باید کنترل شده باشد. در سال ۱۹۹۵ انجمن فیزیک پزشکی آمریکا^۱ (AAPM)، کارگروه ویژه‌ای تحت عنوان TG-43^۲ را به منظور محاسبه پارامترهای دزیمتری چشمه‌های مورد استفاده در براکی‌تراپی تشکیل داد. طبق توصیه‌های این انجمن قبل از استفاده بالینی از هر چشمه‌ای، باید پارامترهای دزیمتری آن با استفاده از اندازه‌گیری‌های تجربی و یا محاسبات مونت‌کارلو مورد ارزیابی قرار گیرد [۶]. از همین رو در این مقاله ابتدا به ارزیابی پارامترهای دزیمتری چشمه براکی‌تراپی ^{103}Pd ، Theragenics-200، با استفاده از کد شبیه‌سازی مونت‌کارلو GATE پرداخته شد و نتایج حاصل

³ Active Length

⁴ Geant4 Application for Emission Tomography

¹ American Association of Physicists in Medicine

² Task Group No. 43

$$S_k = \dot{K}d^2 \quad (۳)$$

پارامتر دیگری که در ارزیابی چشمه‌های براکی تراپی مورد محاسبه قرار می‌گیرد تابع دز شعاعی است که بیانگر آثار جذب و پراکندگی فوتون‌ها در محیط آبی و در راستای محور عمود بر چشمه می‌باشد و به صورت زیر بیان می‌شود [۶]:

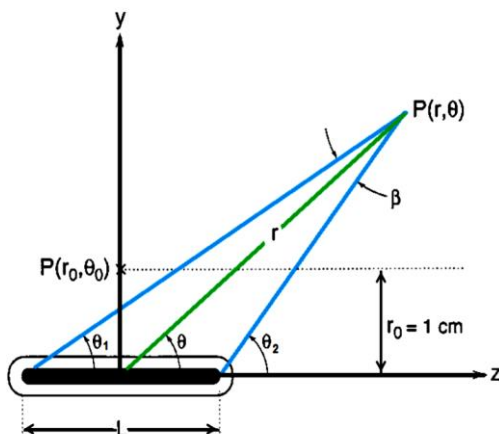
$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G(r, \theta_0)} \quad (۴)$$

که در آن، $\dot{D}(r, \theta_0)$ آهنگ دز در فاصله r (فاصله از مرکز چشمه) و زاویه 90° ، $\dot{D}(r_0, \theta_0)$ آهنگ دز در نقطه مرجع، $G(r_0, \theta_0)$ تابع هندسی در نقطه مرجع و $G(r, \theta_0)$ تابع هندسی در فاصله مورد نظر r از مرکز چشمه و زاویه 90° است.

پارامتر دیگر تابع ناهمسانگردی است که بیانگر آثار پراکندگی و جذب فوتون‌ها در آب در اطراف چشمه است و با رابطه ۵ بیان می‌شود [۶].

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G(r, \theta)} \quad (۵)$$

که در آن $\dot{D}(r, \theta)$ و $G(r, \theta)$ به ترتیب آهنگ دز و تابع هندسی در فاصله r و زوایای مختلف از مرکز چشمه می‌باشند [۶]. هندسه مربوط به محاسبات دزیمتری چشمه براکی تراپی به همراه پارامترهای r و θ در شکل ۲ به نمایش درآمده است.



شکل (۲): سیستم مختصات مورد استفاده در محاسبات دزیمتری چشمه‌های براکی تراپی.

طیف انرژی فوتون ^{103}Pd که در شبیه‌سازی‌ها مورد استفاده قرار گرفت، مطابق دستورالعمل TG43-U1 می‌باشد [۶] که در جدول ۱ نشان داده شده است.

انرژی فوتون (keV)	تعداد فوتون در هر واپاشی
۲۰/۰۷۴	۰/۲۲۴۰۰
۲۰/۲۱۶	۰/۴۲۳۰۰
۲۲/۷۲۰	۰/۱۰۴۰۰
۲۳/۱۸۰	۰/۱۹۴۰
۳۹/۷۵۰	۰/۰۰۰۶۸
۲۹۴/۹۸۰	۰/۰۰۰۰۳
۳۵۷/۵۰۰	۰/۰۰۰۲۲
۴۹۷/۱۰۰	۰/۰۰۰۰۴

۲.۲. پارامترهای دزیمتری

بر طبق توصیه‌های TG-43U1، آهنگ دز در یک نقطه مورد نظر نسبت به مرکز چشمه براکی تراپی (r, θ) از رابطه زیر به دست می‌آید [۶]:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) F(r, \theta) \quad (۱)$$

که در آن S_k قدرت کرمای هوا، Λ ثابت آهنگ دز چشمه، $G(r, \theta)$ تابع هندسی در نقطه مورد نظر r و θ ، $G(r_0, \theta_0)$ تابع هندسی در نقطه مرجع ($r_0 = 1\text{cm}, \theta_0 = 90^\circ$)، $g(r)$ تابع دز شعاعی چشمه و $F(r, \theta)$ تابع ناهمسانگردی چشمه هستند.

ثابت آهنگ دز به صورت نسبت آهنگ دز در فاصله ۱ سانتی متری روی محور عمود بر چشمه (که نقطه مرجع نام دارد) به قدرت کرمای هوا تعریف می‌شود:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (۲)$$

در رابطه ۲، S_k قدرت کرمای هواست که معیاری از شدت چشمه براکی تراپی است و به صورت حاصل ضرب آهنگ کرمای هوا در مجذور فاصله از مرکز چشمه (d) تعریف می‌شود:

۳،۲. روش شبیه‌سازی

در این تحقیق از کد شبیه‌سازی مونت‌کارلو GATE نسخه ۸/۲، برای انجام محاسبات مربوط به دزیمتری چشمه برآکی تراپی ^{103}Pd استفاده شد. کد GATE به منظور پاسخگویی به نیازهای خاص شبیه‌سازی در زمینه پزشکی هسته‌ای (تصویربرداری و پرتودرمانی) طراحی شده است [۱، ۸]. در این پژوهش از مدل فیزیکی Emstandard که یک فهرست فیزیکی استاندارد برای برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی محسوب می‌شود، استفاده شد [۹]. برای انجام شبیه‌سازی، چشمه در مرکز یک فانتوم کروی آب با چگالی 1 g/cm^3 و با شعاع 20 سانتی‌متر قرار داده شد. برای محاسبه تابع دز شعاعی و کسل‌هایی (حجم‌های تعریف شده) اطراف چشمه برآکی تراپی با ابعاد مشخص جهت ثبت دز) استوانه‌ای به ضخامت 0.04 میلی‌متر در فواصل مختلف اطراف چشمه از 0.1 سانتی‌متر تا 10 سانتی‌متر و زاویه 90° در نظر گرفته شد (شکل ۳-الف).

شبیه‌سازی‌های لازم جهت محاسبه تابع ناهمسانگردی

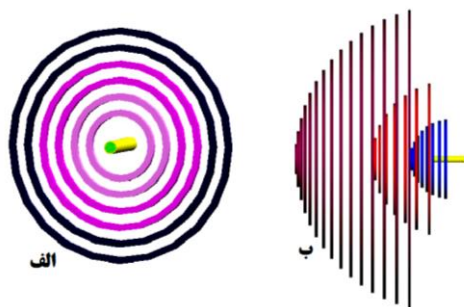
چشمه‌ی برآکی تراپی ^{103}Pd توسط حلقه‌هایی با ضخامت 4 میلی‌متر که در فواصل 0.5 سانتی‌متر تا 7 سانتی‌متر از مرکز چشمه و در زوایای 5° تا 90° قرار داده شدند، صورت گرفت (شکل ۳-ب). با تعداد تاریخچه ذرات در نظر گرفته شده 5×10^8 ، میزان بیشینه خطای آماری محاسبه شده برای دز که توسط خروجی کد GATE ثبت شده در حدود 3 درصد بود. بعد از اعتبارسنجی چشمه مورد نظر با تعیین پارامترهای تابع دز شعاعی و تابع ناهمسانگردی چشمه در محیط آب و مقایسه آن با سایر پژوهش‌های صورت گرفته در این زمینه، به بررسی تابع دز شعاعی در بافت‌های مختلف ماهیچه، چربی، پستان، مغز، بافت نرم با 4 عنصر سازنده و بافت نرم با 9 عنصر سازنده [۱۰، ۱۱] با چگالی‌های به ترتیب: 1.05 ، 0.95 ، 1.02 ، 1.00 و 1.06 g/cm^3 پرداخته و با نتایج حاصل از این پارامتر در محیط آب مقایسه شد. چگالی و اجزای سازنده‌ی محیط‌های مختلف مورد استفاده در این شبیه‌سازی‌ها براساس ICRU-44^۲ می‌باشد که در جدول ۲ ارائه شده است [۱۲].

جدول (۲): جدول چگالی حجمی و ترکیبات سازنده بافت‌های مختلف مورد بررسی در این پژوهش [۱۲].

بافت چربی	بافت پستان	بافت ماهیچه	بافت مغز	بافت نرم (۴ عنصر سازنده)	بافت نرم (۹ عنصر سازنده)
۰/۹۵۰	۱/۰۲۰	۱/۰۵۰	۱/۰۴۰	۱/۰۰۰۰۰۰	۱/۰۶۰
۰/۱۱۴	۰/۱۰۶	۰/۱۰۲	۰/۱۰۷	۰/۱۰۱۱۷۴	۰/۱۰۲
۰/۵۹۸	۰/۳۳۲	۰/۱۲۳	۰/۱۴۵	۰/۱۱۱۰۰۰	۰/۱۴۳
۰/۰۰۷	۰/۰۳۰	۰/۰۳۴	۰/۰۲۲	۰/۰۲۶۰۰۰	۰/۰۳۴
۰/۲۷۸	۰/۵۲۷	۰/۷۱۰	۰/۷۱۲	۰/۷۶۱۸۲۶	۰/۷۰۸
۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	-	۰/۰۰۲
-	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۴	-	۰/۰۰۳
۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۰۳	۰/۰۰۲	-	۰/۰۰۳
۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۱	۰/۰۰۳	-	۰/۰۰۲
-	-	۰/۰۰۴	۰/۰۰۳	-	۰/۰۰۳

² International Commission on Radiation Units and Measurements Report 44

¹ Voxel



شکل (۳): هندسه‌ی مورد استفاده برای محاسبه‌ی (الف): $g(r)$ و (ب): $F(r, \theta)$ در کد شبیه‌سازی GATE.

۳. نتایج

شکل ۵-الف، ۵-ب، ۵-ج و ۵-د ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که حداکثر خطای نسبی تابع ناهمسانگردی در فاصله شعاعی ۰/۵ سانتی‌متری از مرکز چشمه نسبت به نتایج مونورو و ویلیامسون [۷]، تیلور و همکارانش [۱۳] و رضایی و همکارانش [۱۵] به ترتیب در حدود ۶٪ (زاویه ۴۰ درجه)، ۸٪ (زاویه ۳۵ درجه) و ۱۲٪ (زاویه ۱۰ درجه) خواهد بود، برای فاصله شعاعی ۱ سانتی‌متری به ترتیب در حدود ۲٪ (زاویه ۲۵ درجه)، ۴٪ (زاویه ۲۵ درجه) و ۵٪ (زاویه ۱۰ درجه)، برای فاصله شعاعی ۲ سانتی‌متر حدود ۶٪ (زاویه ۵ درجه)، ۶٪ (زاویه ۵ درجه) و ۵٪ (زاویه ۸۰ درجه) و برای فاصله شعاعی ۳ سانتی‌متر به ترتیب در حدود ۷٪ (زاویه ۵ درجه)، ۷٪ (زاویه ۵ درجه) و ۵٪ (زاویه ۷۰ درجه) خواهد بود که نشان‌دهنده تطابق بسیار خوب نتایج حاصل از کد GATE و سایر پژوهش‌های صورت‌گرفته در این زمینه است. در ادامه بررسی این که استفاده از محیط آب به جای بافت‌های بدن تا چه اندازه نتیجه مطلوبی به همراه خواهد داشت، حائز اهمیت است. بنابراین در این پژوهش نتایج تابع دز شعاعی چشمه براکی تراپی ^{103}Pd در مجاورت بافت‌های مختلف نظیر: چربی، ماهیچه، پستان، مغز، بافت نرم با ۴ عنصر سازنده و بافت نرم با ۹ عنصر سازنده مورد بررسی قرار گرفت و نتایج حاصل از آن با نتایج زمانی که از آب برای محاسبه این پارامتر استفاده می‌شود، مقایسه شد. نتایج تابع دز شعاعی در مجاورت بافت‌های مختلف بدن در جدول ۵ ارائه شده است و در شکل ۶-الف به مقایسه این

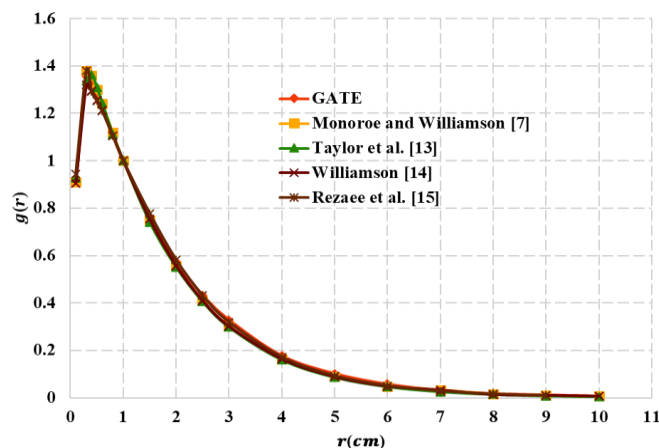
نتایج حاصل از شبیه‌سازی تابع دز شعاعی چشمه براکی تراپی ^{103}Pd در فانتوم آب در مقایسه با نتایج به‌دست آمده از سایر پژوهش‌ها در جدول ۳ آمده است. هم‌چنین مقایسه نتایج حاصل از این شبیه‌سازی‌ها با نتایج تیلور و همکارانش [۱۳]، مونورو و ویلیامسون [۷]، ویلیامسون [۱۴] و رضایی و همکاران [۱۵] در شکل ۴ به‌نمایش درآمده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، توافق خوبی بین نتایج حاصل از GATE و سایر پژوهش‌های صورت‌گرفته در این زمینه وجود دارد. میانگین اختلاف نسبی این پارامتر در مقایسه با داده‌های گزارش شده توسط تیلور و همکارانش [۱۳]، مونورو و ویلیامسون [۷]، ویلیامسون [۱۴] رضایی و همکاران [۱۵] به ترتیب در حدود ۹٪، ۵٪، ۶٪ و ۶٪ می‌باشد که مطابقت خوب این نتایج را نشان می‌دهد. با این حال وجود این اختلاف‌های کوچک به دلیل تفاوت در ابعاد فانتوم به‌کار گرفته شده، تعداد ذرات رهگیری شده یکسان نبودن حجم در نظر گرفته شده (در مواردی) برای ثبت دز و تفاوت در کتابخانه فیزیکی مورد استفاده در کدهای شبیه‌سازی مونت‌کارلو مورد استفاده می‌باشد. در ادامه تابع ناهمسانگردی چشمه ^{103}Pd در زوایای مختلف و در فواصل شعاعی ۰/۵، ۱، ۲، ۳، ۵ و ۷ سانتی‌متر محاسبه شد که نتایج حاصل از آن در جدول ۴ ارائه شده است. مقایسه نتایج تابع ناهمسانگردی به‌دست آمده از GATE و داده‌های مونورو و ویلیامسون [۷] و تیلور و همکارانش [۱۳] رضایی و همکارانش [۱۵] در ۴ فاصله‌ی شعاعی ۰/۵، ۱، ۲، ۳ و ۵ سانتی‌متر به ترتیب در

عنصر سازنده این بافت، اکسیژن می‌باشد. البته در این بافت عناصری مانند هیدروژن، کربن و نیتروژن ولی با درصد وزنی پایین‌تر نیز وجود دارد که این امر باعث خواهد شد نسبت تابع دز شعاعی حاصل از آن نسبت به فانتوم آب به یک نزدیک‌تر باشد. در فاصله ۵ سانتی‌متر از مرکز چشمه این اختلاف به مقدار ناچیز ۵٪ می‌رسد. بنابراین محاسبه این پارامتر در بافت نرم با ۴ عنصر سازنده دستخوش تغییر چندانی قرار نخواهد گرفت. از طرفی با توجه به جدول ۲، درصد وزنی و عناصر سازنده بافت نرم (با ۹ عنصر سازنده)، بافت مغز و بافت ماهیچه تقریباً نزدیک به هم بوده و دارای اختلاف بسیار کمی می‌باشند که باعث شده نتایج حاصل از تابع دز شعاعی برای این سه بافت مطابقت زیادی داشته باشد که البته با توجه به نزدیک‌بودن ساختار اتمی آن‌ها کاملاً قابل انتظار بود. بررسی این نتایج، تأثیر قابل ملاحظه نوع محیط در نظر گرفته شده برای محاسبات دزیمتری اطراف چشمه براکی‌تراپی را نشان می‌دهد. هم‌چنین وجود عنصر سازنده کربن در بافت پستان به مراتب بیشتر از بافت‌های ماهیچه، مغز و نرم می‌باشد که سبب افزایش اختلاف در تابع دز شعاعی حاصل از آن‌ها شده است.

داده‌ها، با نتایج حاصل از فانتوم آب پرداخته شد. در شکل ۶-ب نیز نسبت تابع دز شعاعی در بافت‌های چربی، ماهیچه، پستان، مغز و بافت نرم (با چگالی و عناصر سازنده متفاوت) به تابع دز شعاعی در فانتوم آب ارائه شده است. همان‌طور که در شکل ۶-ب مشاهده می‌شود، به‌علت تفاوت در چگالی و ترکیبات سازنده این بافت‌ها با آب اختلاف نسبی در تعیین پارامتر تابع دز شعاعی کاملاً مشهود است که این اختلاف نسبی در بافت چربی بیشتر از بافت‌های دیگر خواهد بود، زیرا عمده عنصر تشکیل‌دهنده بافت چربی کربن می‌باشد که باعث تفاوت چشم‌گیر توزیع دز در آن نسبت به فانتوم آب می‌شود. محاسبات مربوط به تابع دز شعاعی در این بافت در فواصل کوچک‌تر از ۱ سانتی‌متر اختلاف نسبی بیشینه‌ای در حدود ۱۷٪ در فاصله ۰/۵ سانتی‌متر نسبت به فانتوم آب را ایجاد خواهد کرد و در فواصل بزرگتر از ۱ سانتی‌متر و با افزایش فاصله از مرکز چشمه این اختلاف نسبی به‌شدت افزایش می‌یابد، به‌طوری که در فاصله ۵ سانتی‌متر به حدود ۱۵۳٪ نیز خواهد رسید. این در حالی است که عناصر سازنده بافت نرم (با ۴ عنصر سازنده)، نزدیک به آب است و عمده

جدول (۳): نتایج تابع دز شعاعی چشمه ^{103}Pd ، Theragenics-200 در این تحقیق و مقایسه آن با سایر پژوهش‌ها.

فاصله از مرکز چشمه r(cm)	مطالعه حاضر	Taylor et al. [13]	Monroe and Williamson [7]	Williamson [14]	Rezaee et al. [15]
۰/۱	۰/۹۰۷۰	۰/۹۲۸	۰/۹۱۱۰	۰/۹۰۴	۰/۹۴۵
۰/۳	۱/۳۵۷۰	۱/۳۳۸	۱/۳۸۰۰	۱/۳۱۹	۱/۳۸۰
۰/۴	۱/۳۳۵۰	۱/۳۶۳	۱/۳۶۰۰	۱/۲۹۶	۱/۲۹۲
۰/۵	۱/۲۸۳۰	۱/۳۰۸۰	۱/۳۰۰۰	۱/۲۵۰۰	۱/۲۵۳
۰/۶	۱/۲۳۰۰	۱/۲۴۴۰	۱/۲۴۰۰	۰/۲۱۲۰	۱/۲۱۱
۰/۸	۱/۱۱۴۰	۱/۱۱۲۰	۱/۱۲۰۰	۱/۱۰۶۰	۱/۱۰۶
۱/۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰
۱/۵	۰/۷۶۲۰	۰/۷۴۱۰	۰/۷۴۹۰	۰/۷۵۳۰	۰/۷۷۸
۲/۰	۰/۵۷۳۰	۰/۵۵۱۰	۰/۵۵۵۰	۰/۵۵۷۰	۰/۵۸۲
۲/۵	۰/۴۳۳۰	۰/۴۰۶۰	۰/۴۱۰۰	۰/۴۱۰۰	۰/۴۳۲
۳/۰	۰/۳۲۸۰	۰/۲۹۸۰	۰/۳۰۲۰	۰/۳۰۱۰	۰/۳۱۹
۳/۵	۰/۲۴۲۰	۰/۲۱۹۰	-	-	۰/۲۳۵
۴/۰	۰/۱۷۷۰	۰/۱۶۰۰	۰/۱۶۳۰	۰/۱۶۳۰	۰/۱۷۲
۵/۰	۰/۱۰۲۰	۰/۰۸۶۵	۰/۰۸۹۰	۰/۰۸۸۲	۰/۰۹۳
۶/۰	۰/۰۵۷۰	۰/۰۴۶۹	۰/۰۴۸۰	۰/۰۴۸۰	۰/۰۵۱
۷/۰	۰/۰۳۱۰	۰/۰۲۵۶	۰/۰۲۳۰	۰/۰۳۲۰	۰/۰۲۸
۸/۰	۰/۰۱۷۰	۰/۰۱۴۷	۰/۰۱۵۰	۰/۰۱۳۰	۰/۰۱۶
۹/۰	۰/۰۱۲۰	۰/۰۰۸۰	۰/۰۱۰۰	۰/۰۱۰۰	۰/۰۰۹
۱۰/۰	۰/۰۰۶۳	۰/۰۰۵۱	۰/۰۰۶۲	۰/۰۰۶۳	-



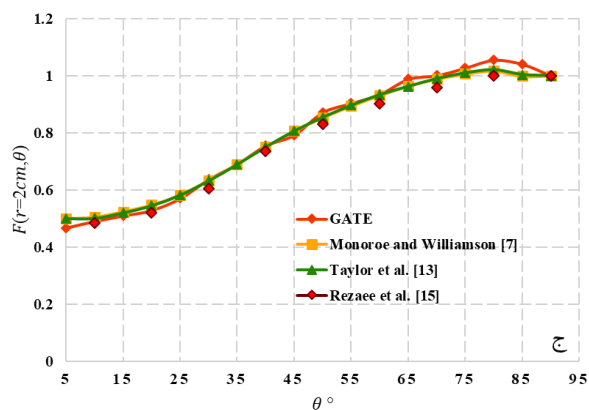
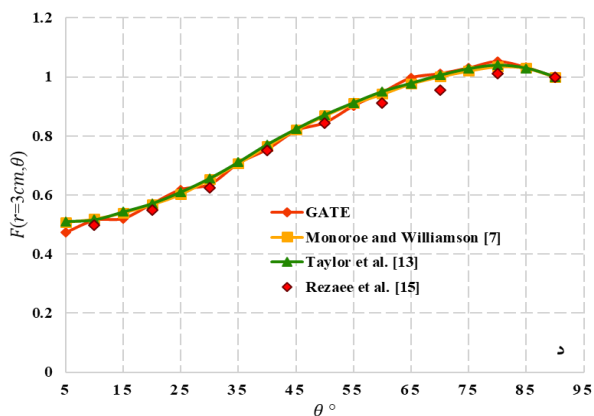
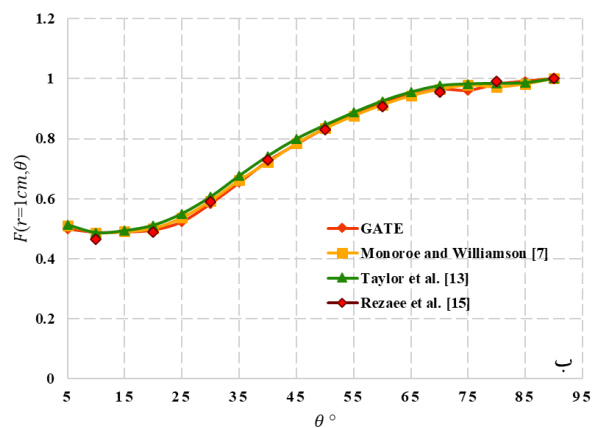
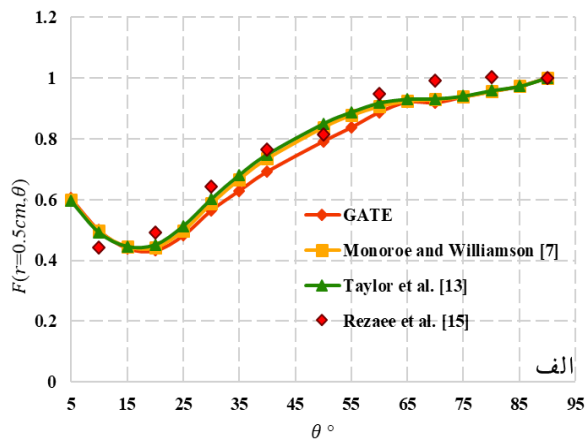
شکل (۴): نمودار تابع دُز شعاعی چشمه ^{103}Pd ، Theragenics-200 در این تحقیق و مقایسه با نتایج سایر پژوهش‌ها.

جدول (۴): نتایج تابع ناهمسانگردی چشمه ^{103}Pd ، Theragenics-200 محاسبه شده توسط کد GATE.

$r(\text{cm})/\theta^\circ$	۰/۵	۱	۲	۳	۵	۷
۵	۰/۶۰۴	۰/۴۹۹	۰/۴۶۷	۰/۴۷۲	۰/۴۹۵	۰/۴۳۸
۱۰	۰/۵۰۰	۰/۴۸۷	۰/۴۹۰	۰/۵۱۴	۰/۵۵۸	۰/۵۳۰
۱۵	۰/۴۴۱	۰/۴۸۹	۰/۵۰۹	۰/۵۲۰	۰/۵۳۸	۰/۴۵۱
۲۰	۰/۴۳۲	۰/۴۹۵	۰/۵۲۸	۰/۵۶۹	۰/۶۳۷	۰/۷۰۸
۲۵	۰/۴۸۱	۰/۵۲۳	۰/۵۷۰	۰/۶۱۸	۰/۶۵۹	۰/۷۵۹
۳۰	۰/۵۶۴	۰/۵۸۳	۰/۶۳۷	۰/۶۳۶	۰/۶۷۵	۰/۶۴۱
۳۵	۰/۶۲۸	۰/۶۵۳	۰/۶۹۰	۰/۷۰۷	۰/۷۳۲	۰/۷۷۶
۴۰	۰/۶۹۲	۰/۷۲۵	۰/۷۵۴	۰/۷۵۴	۰/۸۲۸	۰/۷۸۴
۴۵	۰/۷۸۱	۰/۷۸۱	۰/۷۹۲	۰/۸۱۸	۰/۸۷۸	۰/۹۶۸
۵۰	۰/۷۹۱	۰/۸۳۵	۰/۸۷۱	۰/۸۴۵	۰/۹۳۶	۰/۹۲۱
۵۵	۰/۸۳۷	۰/۸۸۰	۰/۹۰۳	۰/۹۰۲	۰/۹۵۷	۰/۸۷۷
۶۰	۰/۸۸۷	۰/۹۲۰	۰/۹۳۴	۰/۹۴۸	۰/۹۶۳	۰/۹۵۰
۶۵	۰/۹۲۱	۰/۹۴۵	۰/۹۸۸	۰/۹۹۷	۱/۰۵۲	۰/۹۸۵
۷۰	۰/۹۱۹	۰/۹۶۴	۱/۰۰۷	۱/۰۱۱	۱/۰۱۵	۱/۰۳۴
۷۵	۰/۹۳۸	۰/۹۶۱	۱/۰۲۷	۱/۰۳۱	۱/۰۵۶	۱/۰۲۲
۸۰	۰/۹۵۶	۰/۹۸۱	۱/۰۵۴	۱/۰۵۳	۱/۰۲۶	۱/۰۵۱
۸۵	۰/۹۷۲	۰/۹۹۱	۱/۰۴۰	۱/۰۳۲	۱/۰۸۱	۱/۱۰۱
۹۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

می‌باشد و در فاصله ۵ سانتی‌متر به مقدار ۲۹٪ می‌رسد. محاسبه تابع دز شعاعی در بافت ماهیچه و بافت نرم با ۹ عنصر سازنده نتایج تقریباً نزدیکی را به دنبال داشت به طوری که در فاصله ۵ سانتی‌متر از مرکز چشمه اختلاف نسبی ایجاد شده برای این دو بافت به تقریباً ۳۰٪ می‌رسد.

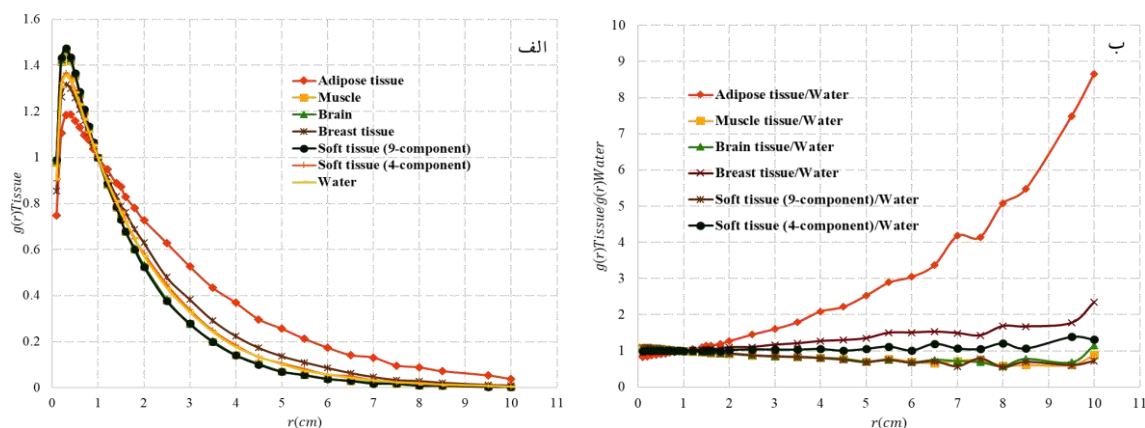
در فواصل نزدیک به مرکز چشمه حداکثر اختلاف به وجود آمده در محاسبه تابع دز شعاعی در بافت پستان نسبت به فانتوم آب در حدود ۶٪ خواهد بود و در فاصله ۵ سانتی‌متر این خطا به ۳۵٪ می‌رسد. اختلاف مشاهده شده در استفاده از فانتوم آب به جای بافت مغز در فواصل کمتر از ۱ سانتی‌متر، تقریباً ۸٪



شکل (۵): نمودارهای مقایسه تابع ناهمسانگردی چشمه ^{103}Pd , Theragenics-200 با نتایج سایر پژوهش‌ها در فواصل: الف) ۰/۵ cm، ب) ۱ cm، ج) ۲ cm و د) ۳ cm.

جدول (۵): نتایج تابع دُز شعاعی چشمه ^{103}Pd , Theragenics-200 در فانتوم بافت‌های مختلف بدن.

فاصله از مرکز چشمه r(cm)	بافت آب	بافت چربی	بافت ماهیچه	بافت مغز	بافت پستان	بافت نرم (۹ عنصر سازنده)	بافت نرم (۴ عنصر سازنده)
۰/۱	۰/۹۰۷۰	۰/۷۴۹	۰/۹۷۷۰	۰/۹۸۳	۰/۸۵۵	۰/۹۹۰۰	۰/۸۹۹
۰/۳	۱/۳۵۷۰	۱/۱۸۵	۱/۴۵۷۰	۱/۴۶۷	۱/۳۱۶	۱/۴۷۴۰	۱/۳۶۸
۰/۴	۱/۳۳۵۰	۱/۱۸۷	۱/۴۲۰۰	۱/۴۲۸	۱/۳۰۰	۱/۴۳۵۰	۱/۳۴۶
۰/۶	۱/۲۳۰۰	۱/۱۳۱	۱/۲۷۵۰	۱/۲۷۹	۱/۲۰۸	۱/۲۸۶۰	۱/۲۳۵
۰/۸	۱/۱۱۴۰	۱/۰۷۶	۱/۱۲۸۰	۱/۱۳۴	۱/۱۰۷	۱/۱۳۶۰	۱/۱۱۳
۰/۹	۱/۰۵۳۰	۱/۰۳۶	۱/۰۶۲۰	۱/۰۶۶	۱/۰۵۲	۱/۰۶۷۰	۱/۰۶۰
۱/۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰۰	۱/۰۰۰
۱/۵	۰/۷۶۲۰	۰/۸۷۲	۰/۷۳۴۰	۱/۷۳۵	۰/۷۸۹	۰/۷۳۰۰	۰/۷۷۰
۲/۰	۰/۵۷۳۰	۰/۷۲۸	۰/۵۲۷۰	۰/۵۳۴	۰/۷۶۲	۰/۵۲۵۰	۰/۵۸۴
۲/۵	۰/۴۳۳۰	۰/۶۲۸	۰/۳۸۰۰	۰/۳۸۴	۰/۶۸۹	۰/۳۷۷۰	۰/۴۴۹
۳/۰	۰/۳۲۸۰	۰/۵۲۷	۰/۲۷۹۰	۰/۲۷۶	۰/۳۸۴	۰/۲۷۹۰	۰/۳۴۰
۳/۵	۰/۲۴۲۰	۰/۴۳۵	۰/۱۹۹۰	۰/۲۰۴	۰/۲۹۲	۰/۱۹۹۰	۰/۲۵۰
۴/۰	۰/۱۷۷۰	۰/۳۶۹	۰/۱۴۲۰	۰/۱۴۳	۰/۲۲۴	۰/۱۴۱۰	۰/۱۸۵
۵/۰	۰/۱۰۲۰	۰/۲۵۷	۰/۰۷۱۰	۰/۰۷۲	۰/۱۳۷	۰/۰۶۹۰	۰/۱۰۷
۶/۰	۰/۰۵۷۰	۰/۱۷۴	۰/۰۴۰۰	۰/۰۳۹	۰/۰۸۶	۰/۰۳۸۰	۰/۰۵۸
۷/۰	۰/۰۳۱۰	۰/۱۳۱	۰/۰۲۳۰	۰/۰۲۳	۰/۰۴۷	۰/۰۱۸۰	۰/۰۳۳
۸/۰	۰/۰۱۷۰	۰/۰۸۸	۰/۰۱۰۰	۰/۰۱۰	۰/۰۲۹	۰/۰۰۹۴	۰/۰۲۱
۹/۰	۰/۰۱۲۰	۰/۰۵۷	۰/۰۰۶۰	۰/۰۰۷	۰/۰۱۸	۰/۰۰۶۰	۰/۰۱۵
۱۰/۰	۰/۰۰۶۳	۰/۰۳۷	۰/۰۰۳۸	۰/۰۰۵	۰/۰۱۰	۰/۰۰۳۱	۰/۰۰۶



شکل (۶): الف) مقایسه تابع دُز شعاعی محاسبه شده توسط کد GATE در بافت‌های چربی، پستان، ماهیچه، مغز، بافت‌های نرم و فانتوم آب. ب) نسبت تابع دُز شعاعی در بافت‌های مختلف به تابع دُز شعاعی در فانتوم آب.

۴. نتیجه گیری

اطراف چشمه و بررسی پارامترهای دزیمتری به جای بافت‌های مختلف بدن، نمی‌تواند معیار درستی برای طراحی درمان دقیق باشد. بنابراین در این مقاله پس از محاسبه پارامترهای دزیمتری چشمه براکی تراپی ^{103}Pd ، Theragenics-200 در فانتوم آب به بررسی پارامتر تابع دز شعاعی این چشمه در بافت‌های چربی، پستان، ماهیچه، مغز، بافت نرم با ۴ عنصر سازنده و بافت نرم با ۹ عنصر سازنده پرداخته شد و اختلاف هر یک از آن‌ها با فانتوم آب با چگالی 1 g/cm^3 مورد بررسی قرار گرفت.

از آنجایی که در تکنیک براکی تراپی هدف، رساندن حداکثر دز به تومور می‌باشد و در عین حال باید کمترین میزان دُز به بافت‌های سالم مجاور برسد، بنابراین در درمان تومورهایی که در مجاورت بافت‌های مختلف قرار دارند، باید تصحیحات لازم برای تعیین این پارامترها در برنامه‌های طراحی درمان اعمال شود.

چشمه گسیلنده گامای کم‌انرژی ^{103}Pd دارای عمق نفوذ بسیار پایینی می‌باشد که انرژی فوتون‌های ناشی از آن در فواصل کوتاهی از چشمه به شدت افت پیدا می‌کند، بنابراین استفاده از روش‌های مونت‌کارلو برای محاسبه پارامترهای دزیمتری چشمه براکی تراپی ^{103}Pd در نقاطی مثل نقاط نزدیک به چشمه که شیب تغییرات دز در آن‌ها بسیار زیاد است، از روش‌های تجربی بسیار دقیق‌تر و کارآمدتر خواهد بود. طبق توصیه‌های انجمن فیزیک پزشکی آمریکا و پروتکل TG-43U1، پارامترهای دزیمتری کپسول‌های براکی تراپی باید پیش از کاربردهای بالینی، در محیط آب اطراف چشمه مورد ارزیابی و بررسی قرار گیرند. اما از آنجایی که ساختار بدن انسان از بافت‌های مختلف با چگالی و اجزای سازنده متفاوت از یکدیگر ساخته شده و کپسول‌های براکی تراپی با توجه به نوع بدخیمی در بدن بیمار، در مجاورت بافت موردنظر قرار می‌گیرند، بنابراین استفاده از محیط آب برای محاسبات دز

۶. مراجع

- [1] P. Taherparvar, Z. Fardi. Development of GATE Monte Carlo Code for Simulation and Dosimetry of New I-125 Seeds in Eye Plaque Brachytherapy, *Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 55 (2021) 86-95.
- [2] R. Rajabi, P. Taherparvar. Monte Carlo dosimetry for a new ³²P brachytherapy source using FLUKA code, *Journal of contemporary brachytherapy*, 11(1) (2019) 76-90.
- [3] Z. Fardi, P. Taherparvar. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for new I-125 Low Dose Rate brachytherapy source in water and in different media, *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 25(1) (2019) 15-22.
- [4] A. Moulavi, A. Binesh, H. Moslehitabar. Dose distribution and dosimetry parameters calculation of MED3633 palladium-103 source in water phantom using MCNP, 4(1) (2006) 15-20.
- [5] B. Reniers, F. Verhaegen, S. Vynckier, The radial dose function of low-energy brachytherapy seeds in different solid phantoms: comparison between calculations with the EGSnrc and MCNP4C Monte Carlo codes and measurements, *Physics in Medicine & Biology*, 49(8) (2004) 1569-82.
- [6] M.J. Rivard, B.M. Coursey, L.A. DeWerd, W.F. Hanson, M. Saiful Huq, G.S. Ibbott, M.G. Mitch, R. Nath, J.F. Williamson. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Medical physics*, 31(3) (2004) 633-674.
- [7] J.I. Monroe, J.F. Williamson. Monte Carlo-aided dosimetry of the Theragenics TheraSeed® Model 200 interstitial brachytherapy seed, *Medical physics*, 29(4) (2002) 609-621.
- [8] P. Taherparvar, A. Sadremontaz. Development of GATE Monte Carlo simulation for a CsI pixelated gamma camera dedicated to high resolution animal SPECT, *Australasian physical & engineering sciences in medicine*, 41(4) (2018) 31-39.
- [9] P. Papadimitroulas, Using GATE for radiation therapy applications, *Physica Medica*, 32(3) (2016) 190-191.
- [10] H. Badry, L. Oufni, H. Ouabi, H. Hirayama. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for ⁶⁰Co high dose rate brachytherapy source in water and in different media, *Applied Radiation and Isotopes*, 136 (2018) 104-110.
- [11] M. Ghorbani, F. Salahshour, A. Haghparast, T.A. Moghaddas, C. Knaup. Effect of tissue composition on dose distribution in brachytherapy with various photon emitting sources, *Journal of contemporary brachytherapy*, 6(1) (2014) 54-67.
- [12] I.C.o.R. Units, Measurements. "Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement," ICRU Report No. 44, (1989).
- [13] R. Taylor, G. Yegin, D. Rogers. Benchmarking brachydose: voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters, *Medical physics*, 34(2) (2007) 445-457.
- [14] J.F. Williamson. Monte Carlo modeling of the transverse-axis dose distribution of the Model 200 interstitial brachytherapy source, *Medical physics*, 27(4) (2000) 643-654.
- [15] H. Rezaee, Z. Shakarami, M. Hosseini, M. Zabihzadeh, M. Feghhi. Dosimetric characteristics of ¹⁰³Pd (theragenics, model 200) brachytherapy source, *Biomedical and Pharmacology Journal*, 8 (2015) 15-23.