

بررسی و مقایسه توزیع دز حاصل از الگوریتم کانولوشن و شبیه‌سازی مونت کارلو در دستگاه گامانایف در درمان تومورهای مغزی

مصطفی یوسفی^۱، نوشین بنائی^{۱*}، مریم خزاعی مقدم^۱، سهیل حسن پور^۱

^۱گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرئوپزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

اطلاعات مقاله

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۲/۲۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۱۲

تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۰۶/۲۲

شاپای چاپی: 2588-493x

شاپای الکترونیکی: 2588-4921

* نویسنده مسئول

nooshinbanace@yahoo.com



Q

چکیده

سرطان یکی از چالش‌های بزرگ بشری است که نیاز به روش‌های درمانی دقیق و مؤثر دارد. در این راستا، تکنیک‌های نوین مانند استریوتاکتیک رادیوسرجری و دستگاه‌های پیشرفته مانند گامانایف برای درمان تومورهای مغزی به کار می‌روند. الگوریتم کانولوشن به دلیل توانایی در تشخیص ناهمگنی بافت و شبیه‌سازی مونت کارلو به عنوان دقیق‌ترین روش محاسبه دز، مورد توجه قرار دارند. در این مطالعه، دستگاه گامانایف با استفاده از کد مونت کارلو شبیه‌سازی شد و توزیع دز بر روی یک فانتوم ناهمگن محاسبه گردید. سپس، این فانتوم تحت تصویربرداری سی‌تی قرار گرفت و در سیستم گامانایف تحلیل شد. نتایج نشان داد که در میانه پروفایل دز، اختلاف توزیع دز کم است، اما در حاشیه‌ها افزایش می‌یابد. این مطالعه به بهبود دقت درمانی و کاهش عوارض جانبی کمک می‌کند.

واژگان کلیدی: گامانایف، شبیه‌سازی مونت کارلو، توزیع دز، الگوریتم کانولوشن، فیلم گاف کرومیک.

مقدمه

درمان تومورهای مغزی به‌عنوان یکی از چالش‌برانگیزترین حوزه‌های پزشکی، نیازمند دقت بالا در تحویل دز پرتو به بافت‌های هدف و به حداقل رساندن آسیب به بافت‌های سالم اطراف است [۱]. روش‌های متعددی از جمله جراحی، شیمی‌درمانی، پرتودرمانی (رادیوتراپی)، ایمونوتراپی و رادیوسرجری استریوتاکتیک با گامانایف برای درمان تومورها و ضایعات کوچک درون جمجمه‌ای (تا حدود ۲۵ سانتی‌متر مکعب) مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳-۵].

دستگاه گامانایف^۱ به‌عنوان یکی از پیشرفته‌ترین سیستم‌های پرتودرمانی استریوتاکتیک، غالباً برای درمان ضایعات داخل جمجمه‌ای، از جمله تومورهای مغزی، مورد استفاده قرار می‌گیرد [۶، ۷]. این دستگاه با استفاده از پرتوهای گامای متمرکز، امکان تحویل دز بالا به ناحیه هدف را فراهم می‌کند، درحالی‌که بافت‌های سالم اطراف را تا حد امکان حفظ می‌نماید [۸، ۹]. مزایای قابل توجه این روش، از جمله مدت‌زمان کوتاه بستری، هزینه کمتر نسبت به جراحی باز مغز و درصد اطمینان بالا در درمان تومورهای

^۱. Gamma Knife

خاص، موجب افزایش توجه به این سیستم شده است [۱۰-۱۳]. در سیستم گامانایف، با قرار دادن تعداد زیادی منبع کبالت-۶۰ در محیط نیم‌کره‌ای به نام هلمت، دز تابشی به‌صورت کروی توزیع می‌شود [۱۴، ۱۵]. هدف اصلی این روش، تحویل حداکثر دز به بافت تومور و کاهش دز به بافت‌های سالم اطراف است [۸، ۱۶].

طراحی درمان در گامانایف با استفاده از سیستم Gamma Plan Leksell انجام می‌شود که می‌تواند بافت سر را به‌صورت همگن یا با لحاظ ناخالصی‌ها در محاسبات دز مدنظر قرار دهد [۱۷]. این سیستم شامل دو الگوریتم محاسبه دز به نام‌های کانولوشن^۲ و TMR10^۳ است [۱۸]. به‌طورمعمول الگوریتم TMR10 برای محاسبه دز استفاده می‌شود، اما در مواردی که تومور ناهمگن است، این الگوریتم با چالش‌هایی مواجه است [۱۹، ۲۰]. این چالش‌ها به دلیل تضعیف پرتو و عدم برقراری تعادل الکترونی در مرزهای بین بافت‌ها ایجاد می‌شوند، که منجر به تغییر شکل منحنی‌های ایزودز می‌گردد [۲۱، ۲۲]. کانولوشن (Convolution) در حوزه پرتودرمانی و فیزیک پزشکی، یک الگوریتم محاسبه دز است که برای برآورد توزیع انرژی جذب‌شده در بافت‌های مختلف بدن به کار می‌رود. این الگوریتم با نقشه چگالی الکترونی حاصل از سی‌تی‌اسکن محاسبه می‌کند. ویژگی اصلی آن در نظر گرفتن ناهمگنی‌های بافتی نظیر تفاوت چگالی بین استخوان، بافت نرم و هوا است. این روش نسبت به الگوریتم TMR10 محاسبات پیچیده‌تری دارد و زمان‌بر است. همچنین الگوریتم کانولوشن برای بهبود تعریف شکل دقیق حجمه، محاسبه دز پراکنده و تصحیح دز ناهمگونی بافت توسعه داده‌شده است [۱۸]. با این حال این روش نیز معایبی دارد.

آنچه مسلم است برای برنامه‌ریزی درمانی دقیق، محاسبه توزیع دز پرتو در بافت‌های هدف و اطراف آن از اهمیت بالایی برخوردار است؛ بنابراین باوجود پیشرفت‌های تکنولوژی کامپیوتری، روش‌های مبتنی بر شبیه‌سازی مونت کارلو^۴ نیز به سیستم‌های طراحی درمان راه‌یافته‌اند [۲۲، ۲۳]. شبیه‌سازی مونت کارلو

دقیق‌ترین روش محاسبه دز در پرتودرمانی است که تمامی برهمکنش‌های محتمل پرتو را لحاظ می‌کند [۲۴-۲۶]. کد مونت کارلو MCNP امکان طراحی اشکال پیچیده سه‌بعدی را فراهم می‌آورد و به ارزیابی دقیق دز تابش کمک می‌کند [۲۷]. توانایی در شبیه‌سازی و بهینه‌سازی، MCNP را به یک ابزار ارزشمند در زمینه پرتودرمانی تبدیل کرده است [۲۸].

شبیه‌سازی مونت کارلو به‌عنوان یک روش دقیق و مبتنی بر فیزیک ذرات، قادر است توزیع دز را با دقت بالایی پیش‌بینی کند، اگرچه زمان محاسباتی آن به‌مراتب بیشتر و هزینه‌بر است [۲۹، ۳۰] که همین دلایل، استفاده عملی آن‌ها را در کاربردهای معمول بالینی محدود می‌کند.

با توجه به اهمیت دقت در محاسبه توزیع دز در درمان تومورهای مغزی، مقایسه این دو روش از جنبه‌های مختلف از جمله دقت، زمان محاسباتی و تطابق با داده‌های بالینی، ضروری به نظر می‌رسد. مطالعات اخیر نشان داده‌اند که هر یک از این روش‌ها دارای مزایا و محدودیت‌های خاص خود هستند. برای مثال، Chetty و همکاران [۳۱] نشان دادند که شبیه‌سازی مونت کارلو در مقایسه با الگوریتم کانولوشن دقت بالاتری در محاسبه توزیع دز تابش دارد، اما نیاز به منابع محاسباتی قوی دارد. همچنین، Jia et al [۳۲] به مقایسه کارایی این دو روش در درمان تومورهای سر و گردن پرداختند و نشان دادند که هر دو روش می‌توانند در شرایط خاصی به نتایج مطلوب برسند. مطالعات دیگر نیز نشان داده‌اند که شبیه‌سازی مونت کارلو در پیش‌بینی توزیع دز در نواحی با چگالی بافتی متغیر، از دقت بالاتری برخوردار است، درحالی‌که الگوریتم کانولوشن در شرایط استاندارد، نتایج قابل قبولی را با سرعت بیشتری ارائه می‌دهد [۳۳].

با این حال، نیاز به تحقیقات بیشتر در زمینه مقایسه دقت و کارایی این دو روش در درمان تومورهای مغزی با استفاده از دستگاه گامانایف وجود دارد. این تحقیق می‌تواند به بهبود نتایج درمانی و افزایش نرخ بقای بیماران مبتلا به تومور

^۲. Convolution Algorithm

^۳. Tissue Maximum Ratio

^۴. Monte Carlo Simulation

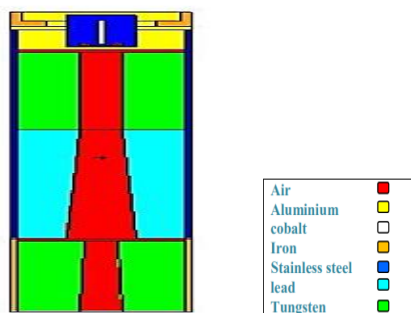
پرتویی با توجه به فاصله از محور مرکزی برای کولیماتور ۸ میلی‌متر لحاظ شد.

شبیه‌سازی شامل سه مرحله اصلی بود: شبیه‌سازی یک کولیماتور با چشمه نقطه‌ای، شبیه‌سازی توزیع ۱۹۲ چشمه کبالت-۶۰ و شبیه‌سازی چشمه‌ها [۳۵].

مشخصات سیستم کامپیوتری جهت اجرای این کد WIN10/RAM35/HDD3TB/Corei3gen10 بود و زمان متوسط اجرا حدود ۲۲ ساعت به طول انجامید.

۱-۱-۱ شبیه‌سازی کولیماتور

در این مرحله، هر پرتو گامای خروجی از چشمه توسط کولیماتور ثابت و کولیماتورهای نهایی هدایت می‌شود. کانال پرتو در کولیماتور ثابت شامل یک استوانه به طول ۶۵ میلی‌متر و یک مخروط به قطر ۹۲/۵ میلی‌متر است [۳۶]. [۳۷] (شکل ۱ و ۲ و ۳ و ۴). برای شبیه‌سازی از یک کولیماتور تک کانال با ابعاد ۸ میلی‌متر استفاده شد و تمام اجزاء آن لحاظ گردیده است (شکل ۱).



شکل ۱ هندسه پلات به‌دست‌آمده برای کولیماتور ۸ در کد

MCNP

۱-۱-۲ شبیه‌سازی چشمه‌ها

به دلیل وجود هم‌زمان ۱۹۲ چشمه مختلف در دستگاه گمانیف، شبیه‌سازی آن در MCNP نیازمند توجه ویژه‌ای است. هر چشمه کبالت-۶۰ در یک کپسول فولادی ضدزنگ

مغزی کمک کند؛ بنابراین این مطالعه باهدف بررسی و مقایسه توزیع دز حاصل از الگوریتم کانولوشن و شبیه‌سازی مونت کارلو در دستگاه گمانیف در درمان تومورهای مغزی انجام شد. این مطالعه با استفاده از داده‌های طراحی درمان و شبیه‌سازی‌های کامپیوتری، به ارزیابی دقت و کارایی این دو روش در شرایط مختلف پرداخته است. نتایج این تحقیق می‌تواند به بهبود برنامه‌ریزی درمانی و بهینه‌سازی تحویل دز در درمان تومورهای مغزی کمک کند.

۱- روش تحقیق

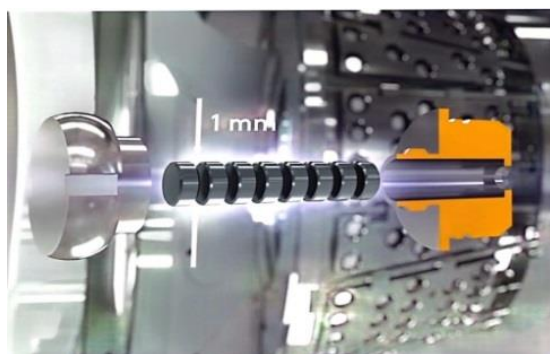
در این تحقیق، دستگاه گمانیف مدل آیگون (GKI) که جدیدترین نسل از دستگاه‌های گمانیف با ۱۹۲ چشمه کبالت-۶۰ و انرژی‌های ۱.۱۷ و ۱.۳۳ مگا الکترون‌ولت (میانگین MeV ۱.۲۵) است، مورد استفاده قرار گرفت [۳۴]. شبیه‌سازی این دستگاه با استفاده از کد مونت کارلو انجام و مدل‌سازی دقیق چشمه‌های کبالت، کولیماتورها و دیگر اجزای دستگاه انجام شد [۳۵].

پس از تأیید صحت شبیه‌سازی برای محاسبه توزیع دز، یک فانتوم ناهمگن شامل استخوان، بافت نرم و هوا به شبیه‌سازی اضافه کردیم. در مرحله بعد، فانتوم ناهمگن تحت تصویربرداری سی تی قرار گرفت. برای وارد کردن فانتوم ناهمگن به سیستم طراحی درمان کانولوشن باید این الگوریتم با فانتوم ناهمگن استاندارد CIRS و تعیین منحنی CT-ED راه‌اندازی شود. طرح درمانی بر روی این فانتوم انجام و محاسبات دز با استفاده از الگوریتم کانولوشن صورت گرفت. در نهایت، نتایج توزیع دز حاصل از الگوریتم کانولوشن و شبیه‌سازی مونت کارلو در شرایط ناهمگنی بررسی و مقایسه شد.

۱-۱ نحوه شبیه‌سازی در MCNP

برای شبیه‌سازی سیستم از کد MCNPX2.6 استفاده کردیم. هندسه سیستم گمانیف در این کد با محور مرکزی هلمت در راستای محور Z پیاده‌سازی شده و مختصات دستگاه در راستای X و Y و Z برای به دست آوردن پروفایل دز در شرایط مختلف

قرار دارد و تعدادی چشمه نقطه‌ای بافاصله یک میلی‌متر در طول ۱۷ میلی‌متر تعریف شده‌اند [۳۵].

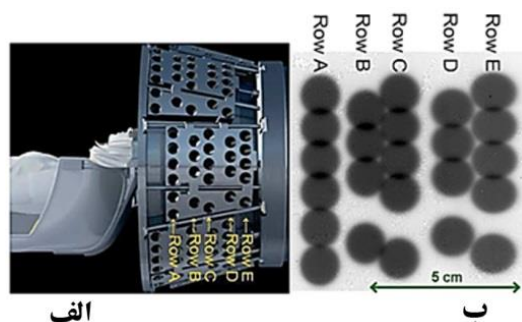


شکل ۴. نمایش چشمه‌های تابش و قرص‌های کبالت ۶۰

۳-۱-۱ شبیه‌سازی توزیع ۱۹۲ چشمه کبالت ۶۰

در گامانایف

برای به دست آوردن مکان دقیق ۱۹۲ چشمه (شکل ۵) از دستگاه مختصات کروی استفاده گردید. مقدار r برای همه موارد برابر با $40/1 \text{ cm}$ در نظر گرفته شد و با استفاده از برنامه متلب ماتریس چرخش برای کل ۱۹۲ چشمه به دست آمد.

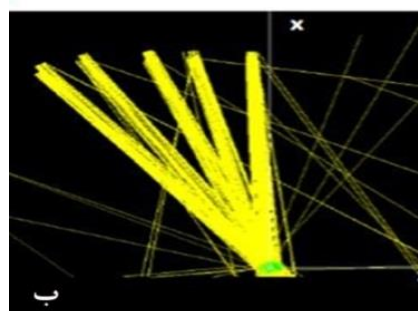
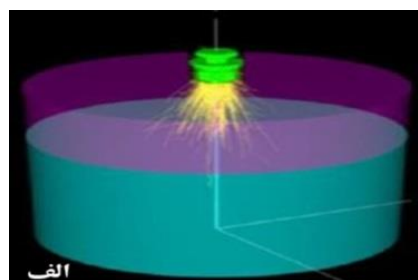


شکل ۵. الف- موقعیت چشمه‌ها در یک بخش. ب- یک فیلم رادیوکرومیک از آرایش چشمه‌ها

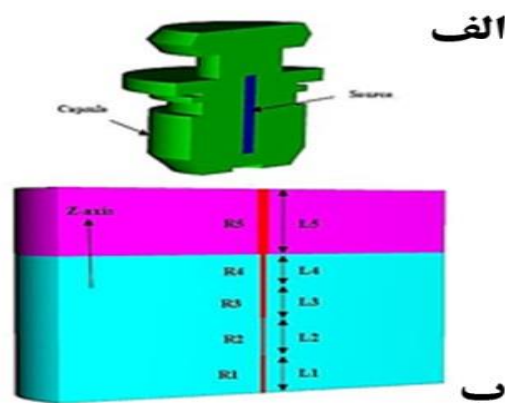
۲-۱ اعتبارسنجی شبیه‌سازی سیستم گامانایف با

فیلم گاف کرومیک EBT3

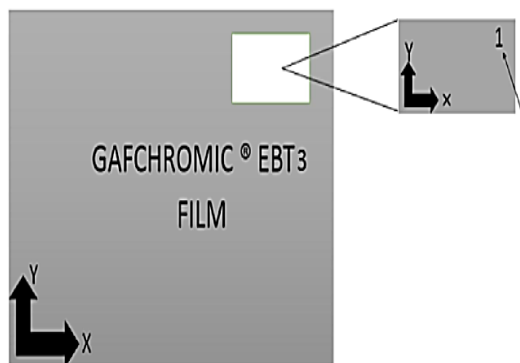
برای اعتبارسنجی شبیه‌سازی سیستم گامانایف، ابتدا پروفایل باریکه عرضی کولیماتور ۸ میلی‌متری از شبیه‌سازی استخراج شد. در این مرحله، ده میلیون ذره به‌عنوان ذرات ساطع شده اولیه انتخاب و از نرم‌افزارهای tmesh و mdat برای تحلیل استفاده گردید. پروفایل باریکه حاصل از شبیه‌سازی با پروفایل باریکه‌ای که از دزیمتر فیلم گاف



شکل ۲. الف- چشمه و کولیماتور و مسیر فوتون‌های ساطع شده در نمای سه‌بعدی شفاف نشان داده شده است. ب- مسیر فوتون‌ها که به سمت مرکز همگرا می‌شوند.



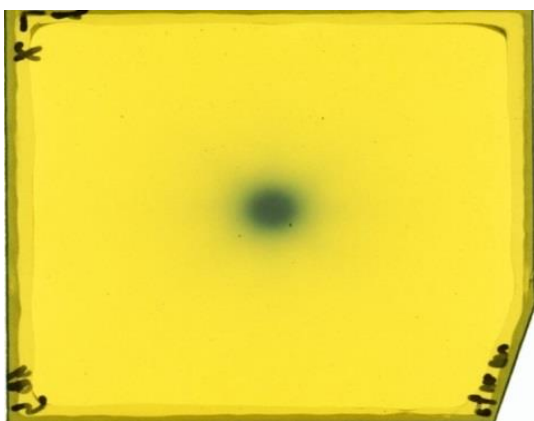
شکل ۳. الف- نمایی از یک چشمه و هندسه کپسول. ب- برشی از ساختار داخلی کولیماتور. (استوانه قرمز چند شعاعی کانال کولیماتور، R شعاع و L طول هر لایه است)



شکل ۷. نحوه علامت‌گذاری فیلم‌های رادیوکرومیک بریده‌شده در ابعاد مختلف

۵-۱ قرائت و روش‌های تحلیلی

فیلم‌ها با رزولوشن ۱۵۰ dpi و در حالت RGB اسکن شد و تصاویر با فرمت TIFF ذخیره شدند (شکل ۸). برای استخراج چگالی نوری از نرم‌افزار Image J استفاده شد. مراحل اعتبارسنجی به‌منظور اطمینان از صحت شبیه‌سازی و مقایسه نتایج شبیه‌سازی با داده‌های تجربی ضروری است [۳۸].



شکل ۸. فیلم رادیوکرومیک تابش دیده با کولیماتور ۸ میلی‌متری

۶-۱ شبیه‌سازی فانتوم ناهمگن

پس از تأیید صحت شبیه‌سازی، یک فانتوم ناهمگن به شکل مکعب شامل اسفنج معادل سینوس‌های هوایی، پلکسی گلس معادل بافت نرم و تفلون معادل استخوان با ضخامت ۵

کرومیک EBT3 به‌دست‌آمده بود، مقایسه شد. برای این مقایسه، یک ورقه فیلم رادیوکرومیک در فانتوم مخصوص قرار داده شد (شکل ۶) و تابش‌دهی با کولیماتور ۸ میلی‌متری به مدت ۲ دقیقه در ایزوسنتر انجام گردید.



شکل ۶. فانتوم مورد استفاده جهت اعتبارسنجی و نحوه تابش‌دهی

۳-۱ کالیبراسیون اسکنر

قبل از اسکن فیلم‌ها، لازم است که کالیبراسیون اسکنر برای دانسیته‌های نوری مختلف انجام شود. برای این منظور، نوار کالیبراسیون Q-60 E به کار گرفته شد که درجات مختلف رنگ‌ها را با دانسیته‌های نوری مشخص نشان می‌دهد. این نوار در داخل اسکنر قرار داده‌شده و کالیبراسیون طبق دستورالعمل سازنده انجام گردید.

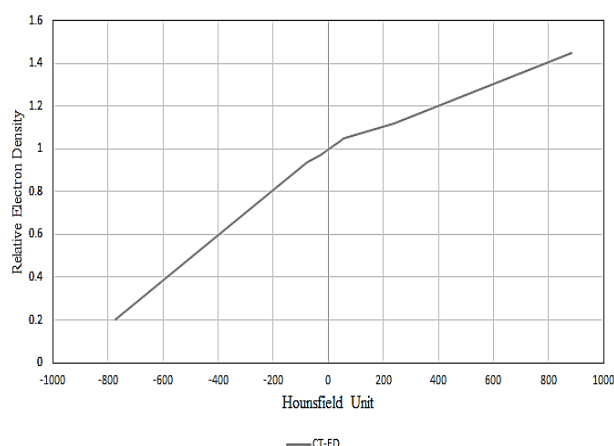
۴-۱ علامت‌گذاری و موقعیت‌یابی فیلم

به‌منظور کاهش خطا باید تا ۲۴ ساعت پس از تابش‌دهی، از آنالیز فیلم‌ها خودداری کنیم. این زمان به دلیل تغییرات رنگی فیلم پس از تابش‌دهی ضروری است. هنگام اسکن فیلم رادیوکرومیک EBT3، فیلم‌ها باید در همان جهتی که تحت تابش قرار گرفته‌اند، اسکن شوند. پیش از برش فیلم، یک نشانه یا شماره‌سریالی در گوشه فیلم یادداشت شد [۳۸، ۳۹] (شکل ۷).

CT قرار گرفت. این فانتوم یک فانتوم تجاری بوده و ساخت شرکت CIRS آمریکا می باشد (شکل ۱۰). بعد از تعیین منحنی CT-ED (شکل ۱۱) و وارد کردن آن به سیستم طراحی درمان، الگوریتم کانولوشن راه اندازی شد.



شکل ۱۰. فانتوم ناهمگن استاندارد، ساخت کمپانی CIRS آمریکا.



شکل ۱۱. نمودار منحنی CT-ED

۸-۱ طراحی درمان

در گام بعدی، فانتوم ناهمگن طراحی شده که به صورت عملی ساخته شده بود، تحت تصویربرداری سی تی قرار گرفت. سپس تصویر به دست آمده از سی تی (شکل ۱۲) وارد سیستم طراحی درمان گامانایف شد. در این مرحله، یک طرح درمانی با استفاده از الگوریتم کانولوشن بر روی فانتوم انجام شده و توزیع دز استخراج گردید.

میلی متر و ابعاد ۷ در ۷ سانتی متر (شکل ۹) به شبیه سازی افزوده شد [۲۴-۲۶] که مشخصات آنها در جدول ۱ شرح داده شده است. جدول ۱. مشخصات مواد سازنده فانتوم ناهمگن و مواد متناظر.

ماده	چگالی	درصد وزنی
اسفنج/سینوس هوایی	۰/۰۲	H: 10% C: 13% O: 77%
پلکسی گلس	۱/۲	C: 60% H: 8% O: 32%
بافت نرم	۱/۱	H: 11 % C: 13% N: 3% O: 73%
تفلون	۲/۲	C: 24% F: 76%
استخوان	۲	Ca: 22% P: 12% O: 45% C: 15% H: 6%

در این مرحله، تعداد ذرات مورد استفاده در شبیه سازی به ده میلیون افزایش یافت و از نرم افزار tmesh برای تحلیل استفاده گردید.



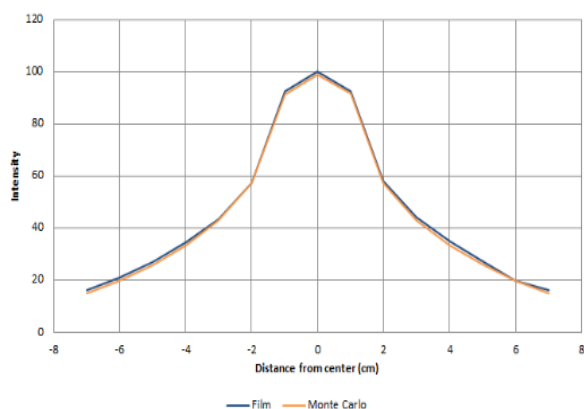
شکل ۹. تصویر فانتوم ناهمگن

۷-۱ راه اندازی الگوریتم کانولوشن

از آنجاکه الگوریتم کانولوشن نیاز به جنس بافت و به عبارت علمی نیاز به چگالی الکترونی دارد، ابتدا باید توسط یک فانتوم استاندارد راه اندازی شود. به این منظور یک فانتوم ناهمگن استاندارد دارای مواد مختلف با چگالی های الکترونی مشخص تحت تصویربرداری

مقایسه، تمام داده ها بر بزرگترین شدت دز بر مرکز محور افقی (نقطه صفر) تقسیم و در ۱۰۰ ضرب شد تا داده ها بر حسب درصد بیان گردد.

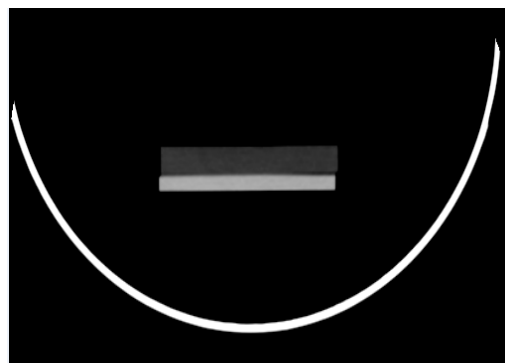
در این نمودار (شکل ۱۳) ماکزیمم دز در مرکز فانتوم با تقارن در دو سوی محور مرکزی و همچنین کاهش شدت دز با دور شدن از مرکز مشاهده شد. نتایج حاصل از مقایسه پروفایل بدست آمده از فیلم رادیوکرومیک و شبیه سازی مونت کارلو در فانتوم همگن، اختلاف کمتر از یک درصد را نشان می دهد. تطابق بالای دو نمودار صحت شبیه سازی را تایید کرد.



شکل ۱۳. پروفایل دز حاصل از شبیه سازی مونت کارلو و فیلم گاف کرومیک

۲-۲ یافته های شبیه سازی فانتوم ناهمگن

پس از اطمینان از صحت شبیه سازی، یک فانتوم ناهمگن شامل اسفنج معادل هوا، پلکسی گلس معادل بافت نرم و تفلون معادل استخوان به شبیه سازی افزوده شد. پروفایل دز حاصل از این شبیه سازی استخراج و نمودار حاصل ترسیم شد (شکل ۱۴). این نمودار پروفایل دز حاصل از شبیه سازی مونت کارلو در حضور فانتوم ناهمگن با حداکثر دز در مرکز و کاهش تدریجی در کناره ها و همچنین اختلاف بسیار کم توزیع دزها در میانه پروفایل تا حدود ۲ میلی متر از محور مرکزی (کمتر از ۵ درصد) و توزیع دز یکنواخت و متقارن در میانه پروفایل دز مشاهده شد. در کناره های پروفایل دز و با



شکل ۱۲. تصویر سی تی از فانتوم ناهمگن

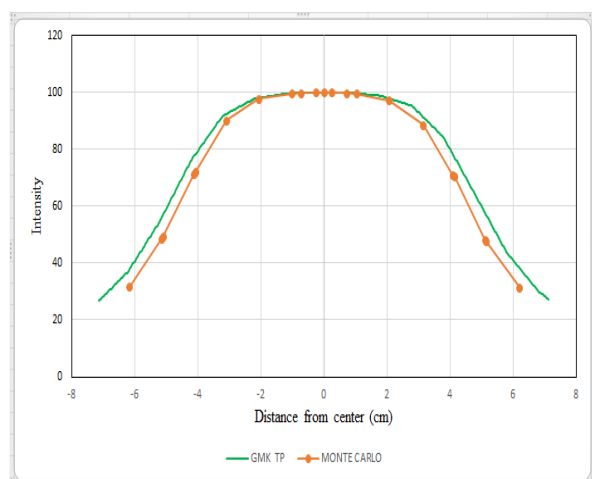
۹-۱ مقایسه نتایج

در مرحله نهایی، نتایج توزیع دز حاصل از الگوریتم کانولوشن با نتایج شبیه سازی مونت کارلو بررسی و مقایسه شدند. این مقایسه به منظور ارزیابی دقت و کارایی روش های مختلف در طراحی درمان و توزیع دز در فانتوم های ناهمگن انجام شد. این فرآیندها به منظور اطمینان از دقت شبیه سازی و تطابق نتایج با داده های تجربی ضروری است و می تواند به بهبود کیفیت طراحی درمان در سیستم های گامانایف کمک کند. لازم به ذکر است خطای شبیه سازی مونت کارلو در محیط ناهمگن کمتر از ۳٪ مشاهده شد که می تواند ناشی از ساده سازی هندسه فانتوم (تقریب مواد) و محدودیت منابع محاسباتی (پردازنده Core i3) باشد و همچنین بیشینه خطای داده های تجربی (فیلم گاف کرومیک EBT3) حداکثر ۴٪ بود که می تواند به دلیل خطای سیستماتیک ناشی از کالیبراسیون اسکنر، دزهای بالا یا گرادیان های تند، عوامل محیطی (دما، رطوبت) و حساسیت به تأخیر در خوانش باشد.

یافته ها

۹-۱ یافته های شبیه سازی مونت کارلو دستگاه گامانایف

از تابش دهی فیلم گاف کرومیک EBT3 با کولیماتور ۸ میلی متری، جهت اعتبارسنجی شبیه سازی استفاده شد. این فیلم ها قابلیت ثبت تغییرات دز را دارند و به راحتی می توانند توزیع دز را در فانتوم ها نشان دهند. محور افقی فاصله از مرکز فانتوم و محور عمودی شدت دز پرتو را نمایش می دهد. به جهت سهولت در



شکل ۱۴. مقایسه پروفایل حاصل از الگوریتم کانولوشن و

شبیه‌سازی مونت کارلو

هر دو روش پروفایل مشابهی با حداکثر دز در مرکز و کاهش تدریجی در کناره‌ها دارند. اختلاف بسیار کم توزیع دزها در میانه پروفایل تا حدود ۲ میلی‌متر از محور مرکزی (کمتر از ۵ درصد) و توزیع دز یکنواخت و متقارن در میانه پروفایل دز مشاهده شد. در کناره‌های پروفایل دز و با فاصله گرفتن از محور مرکزی اختلاف توزیع دز افزایش می‌یابد (تا بیش از ۱۰ درصد به صورت نامتقارن).

شبیه‌سازی مونت کارلو به‌عنوان مرجع دقیق‌تر عمل می‌کند، درحالی‌که الگوریتم کانولوشن در پردازش داده‌ها سریع‌تر عمل می‌کند. این تحلیل به بهینه‌سازی درمان تومورهای مغزی کمک می‌کند تا دز کافی به تومور برسد و آسیب به بافت‌های سالم کاهش یابد. به‌طور کلی این نمودار نشان می‌دهد هر دو روش پروفایل دز مشابهی را ارائه می‌دهند.

هر دو نمودار یک منحنی زنگوله‌ای شکل را نشان می‌دهند که نشان‌دهنده حداکثر شدت دز در مرکز فانتوم و کاهش تدریجی آن با دور شدن از مرکز است.

در نواحی دورتر از مرکز، تفاوت بین روش‌ها بیشتر می‌شود و الگوریتم کانولوشن مقدار دز کمتری را نسبت به مونت کارلو نشان می‌دهد.

فاصله گرفتن از محور مرکزی اختلاف توزیع دز افزایش می‌یابد (تا بیش از ۱۰ درصد به صورت نامتقارن).

۲-۳ یافته‌های طراحی درمان با الگوریتم کانولوشن

یافته‌های طراحی درمان با الگوریتم کانولوشن در شکل ۱۴ نشان داده شده است. این نتایج با یافته‌های شبیه‌سازی مطابقت دارد و حداکثر شدت دز را در محور مرکزی و افت شدت دز در کناره‌ها را نشان می‌دهد.

۲-۴ مقایسه نمودار پروفایل حاصل از کانولوشن و

مونت کارلو

شکل ۱۴ مقایسه پروفایل دز حاصل از دستگاه گامانیف با تابش‌دهی با کولیماتور ۸ میلی‌متری و محاسبه توسط الگوریتم کانولوشن و شبیه‌سازی مونت کارلو را در فانتوم ناهمگن نشان می‌دهد. مقایسه کمی نتایج حاصل از این دو الگوریتم در فواصل مختلف از محور مرکزی در جدول ۲، گزارش شده است.

جدول ۲، مقایسه کمی نتایج حاصل از الگوریتم مونت کارلو و کانولوشن در فواصل مختلف از محور مرکزی

Distance	Intensity(Co)	Intensity(Mo)	Diff(%)
-4.1	66.93864	71.51	4.571364
-4	68.83866	72.152	3.313345
-3	85.76215	90.3	4.537848
-2	96.0292	97.74	1.710797
-1	100.3758	99.5	-0.87579
-0.7	100.893	99.8	-1.09299
-0.2	100.2551	99.99	-0.26514
-2E-14	100	100	0
0.2	99.94928	99.99	0.04072
0.7	99.69337	99.86	0.166628
1	99.19616	99.53	0.333842
2	92.57867	97.2	4.621326
3.1	78.55139	88.69	10.13861
4	62.09791	70.97	8.872094
4.1	60.25268	70.38	10.12732

۳- نتیجه گیری و بحث

این مطالعه به بررسی و مقایسه توزیع دز حاصل از الگوریتم کانولوشن و شبیه سازی مونت کارلو در دستگاه گمانایف آیکون (GKI) در حضور فانتوم ناهمگن پرداخت. هدف اصلی، ارزیابی دقت و کارایی این دو روش در برنامه ریزی درمان تومورهای مغزی، با تأکید بر کاهش آسیب به بافت های سالم اطراف بود.

یافته های شبیه سازی مونت کارلو با استفاده از فیلم گاف کرومیک EBT3، نشان دهنده مطابقت قابل قبول بین داده های تجربی و نتایج شبیه سازی بود. این تطابق، اعتبار شبیه سازی مونت کارلو را به عنوان یک روش دقیق در پیش بینی توزیع دز در دستگاه گمانایف تأیید می کند. شبیه سازی فانتوم ناهمگن، نشان داد که در حضور مواد با چگالی های مختلف (هوا، بافت نرم و استخوان)، توزیع دز تحت تأثیر این ناهمگنی ها قرار می گیرد و نیاز به روش های دقیق تری برای محاسبه دز ضروری است.

مقایسه پروفایل دز حاصل از الگوریتم کانولوشن و شبیه سازی مونت کارلو، نشان داد که هر دو روش پروفایل مشابهی با حداکثر دز در مرکز فانتوم و کاهش تدریجی آن در کناره ها ارائه می دهند. این همسانی در پروفایل کلی دز، می تواند در برنامه ریزی درمانی برای تعیین موقعیت و اندازه ناحیه هدف مفید باشد. با این حال، در نواحی دورتر از مرکز، الگوریتم کانولوشن مقدار دز کمتری را نسبت به شبیه سازی مونت کارلو نشان داد. این تفاوت، احتمالاً ناشی از محدودیت های الگوریتم کانولوشن در، در نظر گرفتن تمامی برهم کنش های پرتو در مرزهای بین بافت ها با چگالی های مختلف است [۴۰].

۱-۳ کاربرد نتایج در درمان و پزشکی

نتایج این مطالعه، می تواند در بهبود برنامه ریزی درمانی و بهینه سازی تحویل دز در درمان تومورهای مغزی با استفاده از دستگاه گمانایف نقش مؤثری ایفا کند. با توجه به مزایا و محدودیت های هر دو روش، پیشنهاد می شود که در شرایطی که دقت بالایی مورد نیاز است (مانند تومورهای نزدیک به ساختارهای

حیاتی مغز یا در حضور ناهمگنی های بافتی قابل توجه)، از شبیه سازی مونت کارلو به عنوان یک روش مرجع دقیق استفاده شود. در مقابل، در شرایطی که سرعت محاسباتی اهمیت دارد و ناهمگنی بافتی کم است، الگوریتم کانولوشن می تواند به عنوان یک روش کارآمد و قابل اعتماد مورد استفاده قرار گیرد.

با توجه به اهمیت کاهش آسیب به بافت های سالم اطراف تومور در پرتودرمانی، استفاده از روش های دقیق محاسبه دز، می تواند به بهبود کیفیت زندگی بیماران مبتلا به تومورهای مغزی کمک کند. نتایج این مطالعه، تأکید می کند که انتخاب روش مناسب برای محاسبه دز، باید بر اساس ویژگی های خاص بیمار و تومور انجام شود و در صورت لزوم، از ترکیب هر دو روش (کانولوشن و مونت کارلو) برای دستیابی به بهترین نتایج درمانی استفاده گردد.

تحقیقات آینده، می توانند بر روی توسعه روش های هیبریدی تمرکز کنند که مزایای هر دو روش را ترکیب کرده و امکان محاسبه دقیق و سریع توزیع دز را در شرایط مختلف بالینی فراهم کنند. همچنین، بررسی تأثیر عوامل دیگری مانند اندازه و محل تومور، بر دقت و کارایی روش های مختلف محاسبه دز، می تواند به بهبود برنامه ریزی درمانی کمک کند.

۴- پیشنهادات مطالعه

استفاده از فانتوم های پیچیده تر و متنوع تر: در این مطالعه، از یک فانتوم ناهمگن ساده با سه ناحیه (هوا، بافت نرم و استخوان) استفاده شد. برای بررسی دقیق تر و جامع تر، پیشنهاد می شود در مطالعات آینده از فانتوم های پیچیده تر با ناهمگنی های بیشتر و شبیه سازی دقیق تر آناتومی مغز استفاده شود. این فانتوم ها می توانند شامل ساختارهای حیاتی مغز مانند ساقه مغز، عصب بینایی و دیگر ساختارهای حساس باشند.

بررسی تأثیر اندازه و محل تومور: در این مطالعه، اندازه و محل تومور به عنوان عوامل متغیر در نظر گرفته نشدند.

- [3] Lara-Velazquez, M., et al., *Advances in brain tumor surgery for glioblastoma in adults*. Brain sciences, 7(12): p. 166, 2017.
- [4] Tsugawa, T., et al., *Gamma knife stereotactic radiosurgery for intracranial hemangiopericytoma*. Journal of Radiosurgery and SBRT, 3(1): p. 29, 2014.
- [5] Anvari, A., P. Sasanpour, and M.R. Kheradmardi, *Radiotherapy and immunotherapy in melanoma brain metastases*. Hematology/oncology and stem cell therapy, 2021.
- [6] Higuchi, Y., et al., *Modern management for brain metastasis patients using stereotactic radiosurgery: literature review and the authors' gamma knife treatment experiences*. Cancer management and research, p. 1889-1899, 2018.
- [7] Kamal, S., *Gamma Knife Radiosurgery-A Revolutionary Modality in the Treatment of Brain Tumors*. National Journal of Health Sciences, 7(4): p. 142-143, 2022.
- [8] Ashley Cothran, R., *Hypofractionated radiation: Understanding the modality and impact on patient outcomes*. Clinical Journal of Oncology Nursing, 26(1): p. 23-26, 2022.
- [9] Zhan, D.-J., et al. *Multi-group Particle Swarm Optimization with K-means Gap Filling for Finding Gamma Knife Treatment Plans*. in *2023 13th International Conference on Information Science and Technology (ICIST)*. IEEE, 2023.
- [10] Xing, L., et al., *Overview of image-guided radiation therapy*. Medical Dosimetry, 31(2): p. 91-112, 2006.
- [11] Podgorsak, E.B., et al., *Radiosurgery with high energy photon beams: a comparison among techniques*. International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 16(3): p. 857-865, 1989.
- [12] Rice, R., et al., *Measurements of dose distributions in small beams of 6 MV x-rays*.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، تأثیر اندازه و محل تومور بر دقت و کارایی الگوریتم‌های محاسبه دز بررسی شود. این بررسی می‌تواند به تعیین محدودیت‌ها و نقاط قوت هر الگوریتم در شرایط مختلف بالینی کمک کند.

استفاده از داده‌های بالینی واقعی: این مطالعه بیشتر بر شبیه‌سازی‌های کامپیوتری تکیه داشت. برای تأیید اعتبار نتایج و ارزیابی کارایی بالینی، پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده از داده‌های بالینی واقعی بیماران استفاده شود. این داده‌ها می‌توانند شامل تصاویر سی‌تی، ام‌آر‌آی و داده‌های دزیمتری باشند.

توسعه روش‌های هیبریدی: با توجه به مزایا و محدودیت‌های هر دو روش کانولوشن و مونت کارلو، پیشنهاد می‌شود تحقیقات بیشتری در زمینه توسعه روش‌های هیبریدی انجام شود. این روش‌ها می‌توانند مزایای هر دو روش را ترکیب کرده و امکان محاسبه دقیق و سریع توزیع دز را در شرایط مختلف بالینی فراهم کنند.

بهینه‌سازی پارامترهای شبیه‌سازی مونت کارلو: شبیه‌سازی مونت کارلو می‌تواند زمان‌بر و نیازمند منابع محاسباتی قوی باشد. پیشنهاد می‌شود تحقیقات بیشتری در زمینه بهینه‌سازی پارامترهای شبیه‌سازی مونت کارلو انجام شود تا بتوان با کاهش زمان محاسباتی، دقت و کارایی این روش را بهبود بخشید.

۵- محدودیت‌ها

در این پژوهش برای شبیه‌سازی مونت کارلو از سیستم کامپیوتری با مشخصات **IN10/RAM35/HDD3TB/Corei3gen10** استفاده شد اما برای این منظور به منابع محاسباتی قوی‌تر و تجهیزات پیشرفته‌تر نیاز است.

منابع

- [1] Delaidelli, A. and A. Moiraghi, *Recent advances in the diagnosis and treatment of brain tumors*. Brain sciences, 14(3): p. 224, 2024.
- [2] Mellinghoff, I.K. and R.J. Gilbertson, *Brain Tumors: Challenges and Opportunities to Cure*. J Clin Oncol, 35(21): p. 2343-2345, 2017.

- [22] Sloboda, R.S., et al., *A brief look at model-based dose calculation principles, practicalities, and promise*. Journal of contemporary brachytherapy, 9(1): p. 79-88, 2017.
- [23] Schreuder, A.N., et al., *Validation of the RayStation Monte Carlo dose calculation algorithm using realistic animal tissue phantoms*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 20(10): p. 160-171, 2019.
- [24] Ahnesjö, A., M. Saxner, and A. Trepp, *A pencil beam model for photon dose calculation*. Medical physics, 19(2): p. 263-273, 1992.
- [25] Ahnesjö, A. and M.M. Aspradakis, *Dose calculations for external photon beams in radiotherapy*. Physics in Medicine & Biology, 44(11): p. R99, 1999.
- [26] Lu, W., et al., *Accurate convolution/superposition for multi-resolution dose calculation using cumulative tabulated kernels*. Physics in Medicine & Biology, 50(4): p. 655, 2005.
- [27] Elmtalab, S., et al., *Determination of the neutron contamination during brain radiotherapy using a moderated-boron trifluoride detector and the Mcnp Monte Carlo code*. Radiation protection dosimetry, 198(3): p. 129-138, 2022.
- [28] Aziz, M.A., et al., *-Beam Neutron Optimization for Boron Neutron Capture Therapy (BNCT) facility*. Arab Journal of Nuclear Sciences and Applications, 57(4): p. 17-26, 2024.
- [29] Shende, R., S. Dhoble, and G. Gupta, *Dosimetric Evaluation of Radiation Treatment Planning for Simultaneous Integrated Boost Technique Using Monte Carlo Simulation*. Journal of Medical Physics, 48(3): p. 298-306, 2023.
- Physics in Medicine & Biology, 32(9): p. 1087, 1987.
- [13] Stoica, F., R. Perin, and D. Neamtu, *RISK FACTORS ASSOCIATED WITH STEREOTACTIC RADIOSURGERY FOR LARGE SKULL BASE BENIGN MENINGIOMAS*. Romanian Neurosurgery, 38, 2024.
- [14] Zhu, D., et al., *Study of a spherical phantom for Gamma knife dosimetry*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 11(2): p. 222-229, 2010.
- [15] Nakazawa, H., et al., *Effect of skull contours on dose calculations in Gamma Knife Perfexion stereotactic radiosurgery*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 15(2): p. 28-38, 2014.
- [16] Khan, F.M. and J.P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [17] Zhang, P., et al., *Fast verification of Gamma Knife™ treatment plans*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 1(4): p. 158-164, 2000.
- [18] Xu, A., et al., *Dose differences between the three dose calculation algorithms in Leksell GammaPlan*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 15(5): p. 89-99, 2014.
- [19] Zhang, A., et al., *Comprehensive evaluation and clinical implementation of commercially available Monte Carlo dose calculation algorithm*. Journal of Applied Clinical Medical Physics, 14(2): p. 127-145, 2013.
- [20] Chaikh, A., J.-Y. Giraud, and J. Balosso, *A method to quantify and assess the dosimetric and clinical impact resulting from the heterogeneity correction in radiotherapy for lung cancer*. International Journal of Cancer Therapy and Oncology, 2(1), 2014.
- [21] Fultz, S., et al., *Photoneutron cross sections for V 51 and Co 59*. Physical Review, 128(5): p. 2345, 1962.

- [35] Trnka, J., J. Novotny Jr, and J. Kluson, *MCNP-based computational model for the Leksell Gamma Knife*. Medical physics, 34(1): p. 63-75, 2007.
- [36] Al-Dweri, F.M., A.M. Lallena, and M. Vilches, *A simplified model of the source channel of the Leksell GammaKnife® tested with PENELOPE*. Physics in Medicine & Biology, 49(12): p. 2687, 2004.
- [37] Xiong, W., et al. *Implementation of Monte Carlo simulations for the Gamma Knife system*. in *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2007.
- [38] Reinhardt, S., et al., *Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams*. Medical physics, 39(8): p. 5257-5262, 2012.
- [39] Costa, F., S. Sarmento, and O. Sousa, *Assessment of clinically relevant dose distributions in pelvic IOERT using Gafchromic EBT3 films*. Physica Medica, 31(7): p. 692-701, 2015.
- [30] Raghavi, S., et al., *Evaluation of Dose Calculation Algorithms Accuracy for ISOgray Treatment Planning System in Motorized Wedged Treatment Fields*. Journal of Medical Signals & Sensors, 14(10): p. 31, 2024.
- [31] Chetty, I.J., et al., *Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning*. Medical physics, 34(12): p. 4818-4853, 2007.
- [32] Jia, X., et al., *GPU-based fast Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation*. Physics in Medicine & Biology, 56(22): p. 7017, 2011.
- [33] Han, T., et al., *Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media*. Medical Physics, 38(5): p. 2651-2664, 2011.
- [34] Junios, K.D., *Treatment planning system pada kanker prostat dengan teknik brachytherapy*. Jurnal Ipteks Terapan, 10(3): p. 155-160, 2016.

Investigation and Comparison of Dose Distribution Between the Convolution Algorithm and Monte Carlo Simulation in the Gamma Knife Device for Brain Tumor Treatment

¹ Mostafa Yousefi, ^{1*} Nooshin Banaee, ¹ Maryam Khazaei Moghadam, ¹ Soheil HassanPour

¹ Department of Nuclear Engineering, CT.C, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Article details

Received: 2025/03/15
Accepted: 2025/09/3
Published: 2025/09/13

ISSN: 2588-493x
eISSN: 2588-4821

Correspondence email:
nooshin_banaee@yahoo.com



Abstract

Cancer remains one of humanity's most significant challenges, necessitating precise and effective therapeutic approaches. Advanced techniques such as stereotactic radiosurgery (SRS) and cutting-edge devices like Gamma Knife have been employed for the treatment of brain tumors. Convolution algorithms, recognized for their ability to detect tissue heterogeneity, and Monte Carlo simulations, known as the most accurate dose calculation method, have garnered considerable attention. In this study, the Gamma Knife system was simulated using Monte Carlo codes to calculate dose distribution on a heterogeneous phantom. Subsequently, the phantom underwent CT imaging and analysis within the Gamma Knife treatment planning system. Results indicated minimal dose distribution differences in central profiles but increased discrepancies at field margins. This research contributes to enhanced therapeutic precision and reduced side effects.

Keywords: Gamma Knife, Monte Carlo Simulation, Dose Distribution, Convolution Algorithm, Gafchromic Film