



Scan online to view this article

Calcalation of brain and thyroid radiation scattered absorbed dose due to proton therapy of eyes using MCNPX simulation code

shookuh Safaiean¹; Mehdi Salehi Barough²; Seyed Pezhman Shirmardi²

1. Department of Nuclear Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University (IAUctb), Tehran, Iran

2. Nuclear Science and Technology Research Institute (NSTRI)

Abstract

Aim and Background: Proton therapy is most advanced treatment telepathy. protons evacuates maximum energy in position called Bragg peak. Therefore, to treat cancer, the tumor must be placed at the Bragg peak or SOBP. scattered photons and neutrons is a challenge in proton radiotherapy. purpose this study was to calculate dose of scattered photons and neutrons from eye in proton therapy .

Materials and Methods: In this study, simulations was performed based on MCNPX code. For this, a spherical tumor with 0.6 cm diameter is considered in the eye phantom at a depth of 2.5 mm and bragg peak is formed exactly at the end of tumor. The eye phantom is irradiated with a proton with energy 50MeV.

Results: results show that dispersed dose of neutrons and photons due to proton therapy in eye tissue are 8.817e-14 Gy and 1.653e-13 Gy respectively, and dose of the esophagus and thyroid are 1.037e-07 Gy and 2.89e-08 Gy for the dispersed neutrons respectively, and for photons 5.11e-08 Gy and 1.58e-07 Gy.

Conclusion: The results show that in the esophagus and thyroid is insignificant dispersal dose . The scattered dose of thyroid is higher than that of esophagus, due to the proximity of this tissue to the radiation site. The results showed that less than 1% o total proton dose was dispersed to other tissues.

Keywords: Proton Therapy, Tumors Eye, Dose Received, MCNPX code, simulation.

Corresponding author:

Department of Microbiology, Collage of science, North Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran,
Email: m.s.barough@gmail.com

برای مشاهده این مقاله به صورت
آنلاین اسکن کنید

محاسبه دوز جذبی از پرتوهای پراکنده مری و تیروئید از پروتون تراپی تومورهای چشم با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX

شکوه صفاییان^۱، مهدی صالحی باروق^{۱*}، سید پژمان شیمرودی^۲

۱- گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتو پژوهشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲- سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، تهران، ایران

چکیده

سابقه و هدف: پروتون درمانی پیشرفته‌ترین روش درمان تله‌تراپی است. پروتون بیشترین انرژی خود را در موقعیتی به نام پیک برآگ تخلیه می‌کنند. بنابراین برای درمان سرطان، تومور باید در مکان پیک برآگ گسترده شده قرار بگیرد. فوتون‌ها و نوترون‌های پراکنده یک چالش در پرتو درمانی پروتون است. هدف این مطالعه محاسبه دوز فوتون‌ها و نوترون‌های پراکنده از چشم در پروتون درمانی است.

مواد و روش: در این مطالعه شبیه‌سازی براساس کد MCNPX انجام شده است. برای این، تومور کروی با قطر ۶/۰ سانتی‌متر در فانتوم چشم در عمق ۲/۵ میلی‌متری سطح چشم نظر گرفته شده و قله برآگ به طور دقیق در انتهای تومور تشکیل شده است. فانتوم چشم با پروتونی با انرژی ۵۰ MeV تابش‌دهی شده است.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان می‌دهد که دوز پراکنده نوترون‌ها و فوتون‌ها به علت پروتون درمانی در بافت چشم به ترتیب e^{-14} و e^{-13} ۱/۶۵۳ گری است و دوز مری و تیروئید به ترتیب برای نوترون‌های پراکنده $e^{-0.7}$ ۱/۰۳۷ و $e^{-0.8}$ ۲/۸۹ گری و برای فوتون‌ها $e^{-0.8}$ ۵/۱۱ و $e^{-0.7}$ ۱/۵۸ گری است.

بحث: نتایج نشان می‌دهد که در مری و تیروئید دوز پراکنده ناچیزی دریافت شده است. دوز پراکنده تیروئید نسبت به مری بیشتر است که به خاطر نزدیکی این بافت به محل تابش‌دهی است. نتایج نشان داد که کمتر از ۱٪ کل دوز پروتون به سایر بافت‌ها پراکنده شده است.

واژه‌های کلیدی: پروتون درمانی، تومورهای چشمی، دوز دریافتی، کد MCNPX، شبیه‌سازی

کارایی آن بهتر از روش‌های دیگر پرتو درمانی است. استفاده از این روش باعث کاهش پرتوگیری بر بافت‌ها و اعضای سالم بدن است. استفاده از ذره پروتون در درمان به این دلیل است که پروتون‌ها در ابتدای مسیر حرکت خود در بافت با سرعت کم واکنش می‌دهند و در انتهای مسیر بیشترین انرژی خود را در موقعیتی تخلیه می‌کنند که پیک برآگ نام دارد. Wilson در سال ۱۹۴۶، پیشنهاد استفاده از پروتون شتاب داده شده در

مقدمه

پروتون درمانی پیشرفته‌ترین روش درمان سرطان است، که

نویسنده مسئول:

گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتو پژوهشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

پست الکترونیکی: m.s.barough@gmail.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۳/۰۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۲/۲۱

از ۷۵ مرکز پرتو درمانی در سراسر جهان وجود دارد (۱۴)، و حداقل ۴۱ مرکز دیگر در حال ساخت است (۱۵).

در این مقاله با شبیه‌سازی ساختار چشم و تومور و یک چشمde دیسکی پروتون با شعاع توزیعی با استفاده از کد MCNPX دوز حاصل از پروتون به بافت‌های چشم و دوز پراکنده ناشی از پروتون درمانی برخی اندام‌ها محاسبه شده است. هدف از انجام این تحقیق به دست آوردن دوز پراکنده تیروئید و مری ناشی از پروتون درمانی تومورهای چشمی است.

مواد و روش

این مطالعه براساس شبیه‌سازی با استفاده از کد MCNPX انجام شده است. کد MCNPX یک کد کامپیوتری برای ترابرد تابش به روش مونت کارلو است که توانایی ترابرد ۳۴ نوع ذره و چهار یون سبک را کمایش برای تمام انرژی‌ها دارد (۱۶). در این مقاله هندسه چشم به همراه یک تومور فرضی و مواد سازنده چشم تعریف شده است. در این مطالعه از فانتوم MIRD استفاده شده است که یک تومور کروی به قطر ۰/۶ سانتی‌متر در عمق مشخص از چشم قرار گرفته است. چشمde دیسکی پروتون با شعاع توزیعی ۰/۰۰ تا ۰ در نظر گرفته شده است و از سمت چپ مدل شبیه‌سازی شده در راستای محور Z تابش‌دهی می‌کند. در ابتدا انرژی چشمde پروتون ۵۰ مگا الکترون ولت در نظر گرفته شده که به ازای این انرژی عمق قله برآگ در انتهای تومور قرار می‌گیرد و دوز دریافتی کل برای اجازه چشم در این انرژی محاسبه شده است و سپس برای به دست آوردن دوز پراکنده تیروئید و مری فانتوم با انرژی توزیعی ۵۰ تا ۷۰ مگا الکترون ولت تابش‌دهی شده و نتایج به دست آمده در ادامه کار ذکر شده است. شکل ساختمان چشم از مقاله‌های منتشر شده انتخاب شده است (۱۷-۱۹). شبیه‌سازی با استفاده از کد MCNPX و برای یک میلیون تاریخچه صورت گرفته است.

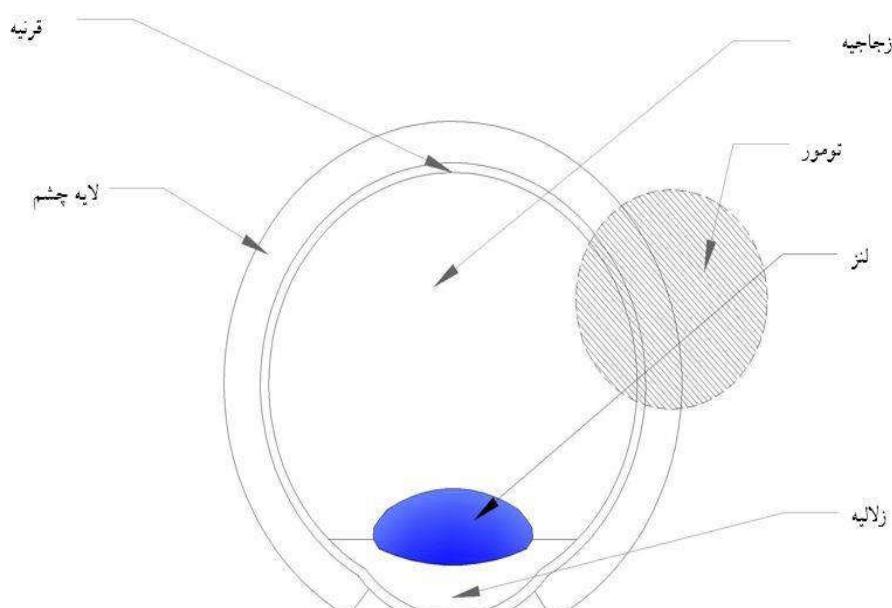
تعریف هندسه چشم

هندسه استفاده شده در این مقاله، نماینده یک چشم انسان بزرگ‌سال است. این هندسه شامل قرنیه، سفیده چشم، زالیه،

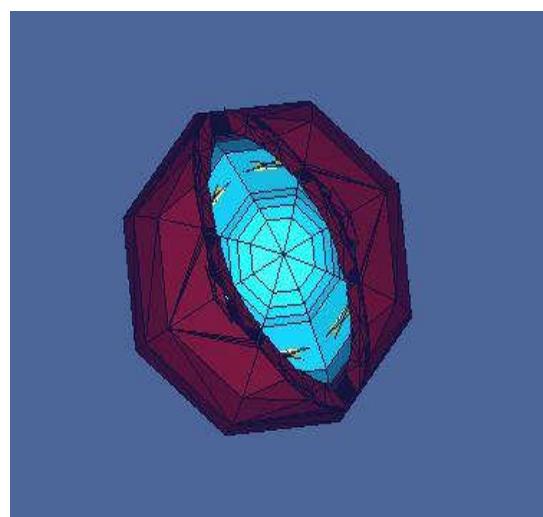
Tobias و مکاران برای اولین بار در سال ۱۹۵۴ در آزمایشگاه لارنس و کلی بیماران را با پروتون درمان کردند. Kajelberg و مکارانش در سال ۱۹۶۲ درمان‌های تخصصی پروتون را در مایشگاه سیکلوترون هاروارد آغاز کردند و در اواسط دهه ۱۹۷ با درمان تومورهای بزرگ‌تر و تومورهای چشمی دنبال د و تاکنون درمان‌های زیادی با پروتون درمانی انجام شده است (۱). Koehler و Constable در سال ۱۹۷۴ دریافتند استفاده از پرتوهای پروتون برای درمان تومورهای درون شمی مناسب است و به علت دوز تابشی به نسبت بالا می‌تواند بی تومور مرکز شوند (۲). در سال ۱۹۸۴ مؤسسه پاول در در سوئیس با استفاده از باریکه‌های پروتون با انرژی MeV ۷ درمان ملانومای چشمی را آغاز کرد و در سال ۱۹۹۶ با استفاده از باریکه‌های پروتون با انرژی ۲۰۰ MeV برنامه‌های مان خود را گسترش داد (۳). نتایج تحقیقات Wilson و مکارانش در سال ۱۹۹۹ برای مقایسه درمان ملانومای شیمیه از طریق پروتون درمانی و برآکی‌ترایی مشخص کرد ه نتایج حاصل از پروتون درمانی بهتر هستند (۴). نتایج حقیق Damato و همکارانش در سال ۲۰۱۳ در دانشگاه الیفربنا بر روی ۳۴۹ بیمار که ملانومای چشمی داشتند، لام کردند. طبق گزارش آنان پروتون درمانی برای ملانومای شمی آثار مطلوبی دارد و احتمال بینایی بعد از درمان بسیار باد است (۵). پروتون درمانی به طور مؤثر برای تومورهای ش، پروستات، مغز، سر، گردن و چشم به کار رفته است (۶).

مانی که باریکه‌ای از پروتون‌ها وارد بافت همگن می‌شوند، بر توقف به طور سریع با کاهش انرژی پروتون افزایش پیدا کند، در نتیجه دوز تخلیه شده به خاطر کند شدن پروتون-ا، با شبیب تندی به سمت انتهای مسیر پروتون‌ها بلند می-ود. نمودار تابش دوز جذب شده در مقابل عمق نفوذ پروتون-ا، یک توزیع ایجاد می‌کند که توزیع برآگ یا منحنی برآگ میده می‌شود (۱۱، ۱۲). مکان قله برآگ تحت تأثیر مواد قرار رفته در مسیر پروتون‌ها است (۱۳). از ماه ژوئیه ۲۰۱۷، بیش

زجاجیه، لنز، لایه اطراف چشم و تومور است. ناحیه بین قرنیه قسمت بالایی لنز، زلایه و ناحیه بین قسمت پایینی لنز و سفیده چشم، زجاجیه نامیده می‌شود. تومور کروی در داخل چشم با قطر 0.6 سانتی‌متر در نظر گرفته شده که برای محاسبه مقدار انرژی تخلیه شده در واحد جرم مشبندی شده است. عناصر سازنده هر یک از اجزای چشم و تومور و هندسه شکل شبیه‌سازی شده و سطح مقطعی از چشم شبیه‌سازی



شکل ۱: شماتیکی از مدل طراحی شده



شکل ۲: نمای از تصویر سه بعدی چشم طراحی شده



جدول ۱: مختصات مرکز و شعاع متوسط هر یک اجزای چشم که در این مدل مطرح شده است.

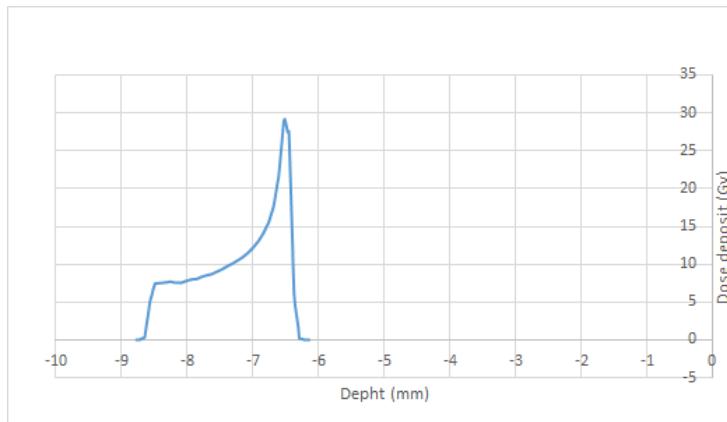
ساختار چشم	نوع سطح	$X_0(mm)$	$y_0(mm)$	$Z_0(mm)$	$R(mm)$
لنز (سطح ۱)	S	۳	-۸/۷۷۴	۸۱/۲۵	.۱۸
لنز (سطح ۲)	S	۳	-۸/۵۲۴	۸۱/۲۵	.۱۶
لنز (سطح ۳)	S	۳	-۸/۲۴۱۹	۸۱/۲۵	.۱۵
لنز (سطح ۴)	S	۳	-۷/۹۲۸۹	۸۱/۲۵	.۰۵۹۵
لنز (سطح ۵)	S	۳	-۷/۱۴۳۹	۸۱/۲۵	۱/۲۵
زجاجیه	S	۳	-۷/.۴	۸۱/۲۵	۱/۱۵۵
زلالیه (سطح پایینی)	S	۳	-۷/۹۵	۸۱/۲۵	.۰۷۲
زلالیه (سطح بالایی)	Py		-۸/۲۵۲		
قرنیه (سطح ۱)	S	۳	-۷/.۴	۸۱/۲۵	۱/۲۱
قرنیه (سطح ۲)	S	۳	-۷/۹۵۳۹	۸۱/۲۵	.۰۷۷۵
لایه چشم (سطح ۱)	S	۳	-۷/.۴	۸۱/۲۵	۱/۴۳۵
لایه چشم (سطح ۲)	S	۳	-۷/۹۵۳۹	۸۱/۲۵	۱
لایه چشم (سطح ۳)	P	۳ ۳ ۲	-۸/۵۴۶ -۱۰/۶۹۰۵۱ -۸/۵۴۶	۸۰/۷۵ ۷۹/۷۵ ۸۰/۷۵	
لایه چشم (سطح ۴)	P	۳ ۳ ۲	-۸/۵۴۶ -۹/۹۲۲۳۴ -۸/۵۴۶	۸۱/۷۵ ۸۲/۷۵ ۸۱/۷۵	
تومور	S	۳	-۶/۹۵	۸۰/۳۲	.۱۶

جدول ۲: مقادیر ترکیب های عناصر و چگالی مورد استفاده در این مطالعه در جدول ۲ ذکر شده است (۲۰).

ترکیبات عناصر								چگالی	بافت	
K	CI	S	P	Na	O	N	C	H		
-	.۱۰	.۲۰	.۱۰	.۱۰	۶۴/۶	۵/۷۰	۱۹/۵	۹/۶۰	۱/۰۶۰۰	لنز
-	-	-	-	-	۸۸/۸	-	-	۱۱/۲	۱/۰۰۸۹	زجاجیه
-	-	-	-	-	۸۸/۸	-	-	۱۱/۲	۱/۰۰۳۰	زلالیه
-	.۰۶۵	.۱۹۵	.۰۶۵	.۰۶۵	۷۳/۱۴	۳/۶۹	۱۲/۶۲	۱۰/۱۶	۱/۰۷۶۰	قرنیه

-	-	-	۰/۵۱	۰/۲۵	۶۱/۵	۵/۶۰	۲۱/۲	۹/۴۰	۱/۰۴۰۰	تومور
۰/۱۰	۰/۳۰	۰/۲۰	۰/۱۰	۰/۲۰	۶۴/۵	۴/۲۰	۲۰/۴	۱۰	۱/۰۹۰۰	لایه چشم

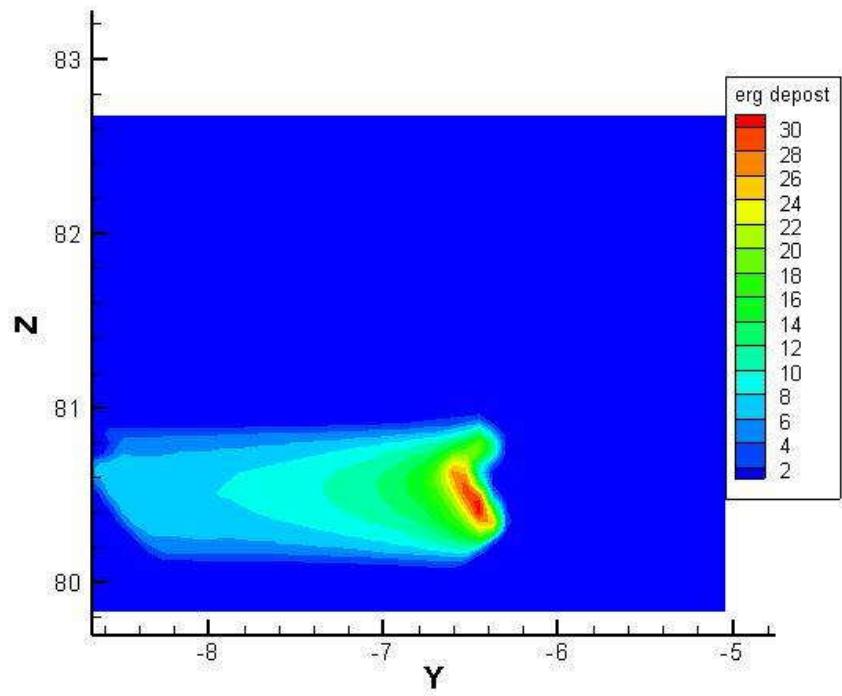
با شبیه‌سازی فانتوم چشم و تابش دهی فانتوم با پروتون‌هایی با انرژی 50 MeV ، منحنی برآگ به دست می‌آید که در نمودار ۱ نشان داده شده است.



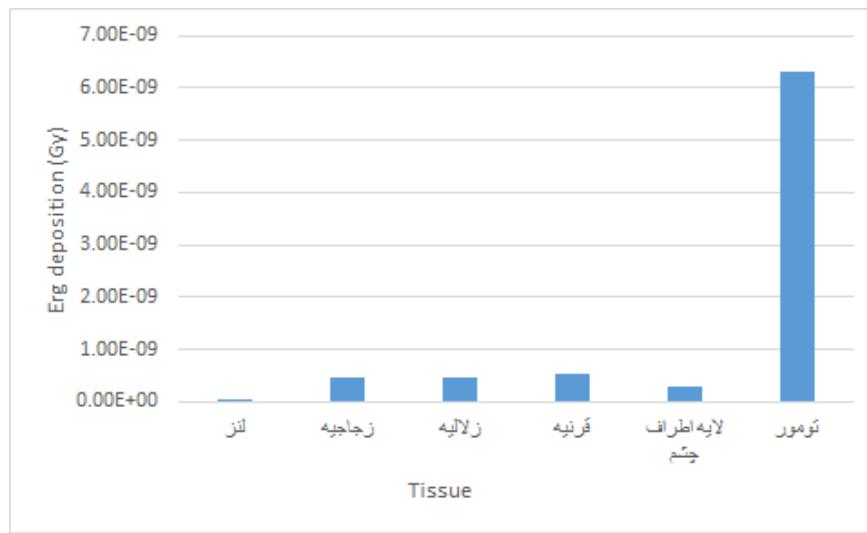
نمودار ۱: منحنی برآگ باریکه پروتون با انرژی 50 MeV (برای یک میلیون ذره)

شده پروتون‌های با انرژی 50 MeV را به دست آورد که در شکل ۳ نمایش داده شده است. در شکل ۳ مشاهده می‌شود که تمرکز دوز در ناحیه تومور بیشتر از نواحی قبل و بعد از تومور است. پس از تابش دهی تومور با پروتون‌های 50 MeV کل دوز دریافتی ناشی از پروتون‌ها و ذرات ثانویه در بافت‌های مختلف چشم محاسبه شده است. که در نمودار ۲ به صورت نمودار قابل مشاهده است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که تومور بیشترین دوز را دریافت کرده در صورتی که بافت‌های سالم چشم کمترین میزان دوز را دریافت کرده است.

ملانوما رایج‌ترین تومور داخل چشمی است که احتمال آن در سنین بالا بیشتر است. تومورهای ملانوم به دلیل وجود ملانوسیت در شبکیه چشم با احتمال 70% درصد در این قسمت به وجود آمده و رشد می‌کنند (۲۱). در این مقاله نیز تومور در بافت داخلی چشم در نظر گرفته شده است و در صورت تغییر مکان تومور و تغییر موقعیت چشمی میزان دوز دریافتی کل در بافت‌های مختلف چشم تغییر خواهد کرد در این مقاله موقعیت چشمی به گونه‌ای طراحی شده است که تومور بیشترین دوز و بافت‌های سالم اطراف چشم کمترین دوز را دریافت کنند. با استفاده از کارت مش تالی می‌توان کانتور انرژی تخلیه



شکل ۳: کانتور انرژی قرار گرفته در واحد حجم محیط برای پروتون های با انرژی 50 MeV



نمودار ۲: دوز دریافتی کل (مجموع دوز پروتون ها و ذرات ثانویه) در بافت های مختلف چشم برای پروتون های با انرژی 50 MeV

MCNPX اجرا می شود چشم های پروتونی شبیه سازی شده بازه انرژی توزیعی از 50 تا 70 مگا الکترون ولت مورد دهی قرار گرفته و ذرات ثانویه ناشی از این تابش توسیع MCNPX با تالی F6 بر حسب گری محاسبه شده است دریافتی کل که مجموع دوز ناشی از پروتون. ذرات فوتون و نوترون در بافت های مختلف چشم است از تابش تومور با انرژی 50 مگا الکترون ولت توسط چشم

ز این شبیه سازی محاسبه دوز پراکنده ناشی از پروتون برای اندام های تیروئید و مری است. در اثر اندر کنش سستیک پروتون ها با عناصر سازنده چشم، ذرات ثانویه از نوترون و فوتون ها تولید می شوند. مقدار دوز دریافتی اجزای مختلف چشم در هندسه اصلی چشم بررسی است. پس از انجام محاسبه ها لازم به منظور رسیدن به اف چشم های طراحی شده در فانتوم MIRD در کد

جدول ۳: مقدار دوز پراکنده ناشی از پروتون درمانی چشم در بافت‌های مختلف بدن

نوع بافت	پراکنده	دوز نوترون(MeV/gr)	پراکنده	دوز فوتون(MeV/gr)
تیروئید		۲/۸۸۳۱۸ E-۰۸		۱/۵۷۱۲۳ E-۰۷
مری		۱/۰۳۷۲۵ E-۰۷		۵/۱۱۸۰۲ E-۰۸

MCNPX با تالی انرژی به دست آورده می‌شود، نتایج حاصل در جدول ۳ و نمودار ۳ ذکر شده است. نتایج حاصل بدون در نظر گرفتن فوتون‌های نابودی است. پس از مشاهده نتایج دوز پراکنده‌ای که تیروئید و مری دریافت نمودن ناچیز و قابل چشم‌پوشی است. پروتون درمانی نسبت به درمان‌های قبلی دوز پراکنده کمتری به بافت‌های سالم می‌رساند و کیفیت درمان را بهبود می‌بخشد.



نمودار ۳: مقایسه دوز پراکنده نوترون و فوتون بافت‌های مری و تیروئید بر اثر پروتون درمانی چشم

که پروتونی با انرژی مناسب انتخاب کنند و پیک برآگ حاصل را در منطقه تومور تخلیه کنند. دوز ناشی از فوتون‌ها و نوترون‌های ثانویه نیز محاسبه شده است. با استفاده از فانتوم MIRD دوز پراکنده ناشی از پروتون درمانی چشم به بافت‌های مری و تیروئید مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که در مری و تیروئید دوز پراکنده ناچیزی دریافت شده است. پس از تابش‌دهی و مشاهده نتایج و مقایسه با فوتون درمانی، صرف‌نظر از هزینه‌های بالای پروتون درمانی، درمان با پروتون باعث بهبودی قابل توجهی خواهد شد و اثرهای منفی مثل پراکندگی‌های ناشی از برهم‌کنش ذرات با بافت در این نوع تابش‌دهی بسیار ناچیز است. پس از اتمام کار و به دست آوردن نتایج مشاهده می‌شود کمتر از ۱٪ دوز پروتون به سایر بافت‌ها رسیده است و نگرانی‌های ناشی از تولید نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه در اثر برهم‌کنش پروتون‌ها در بافت تا حدودی قابل چشم‌پوشی است. در صورتی که طراحی درمان مناسبی صورت بگیرد، بهترین درمان حاصل

بحث

در این مقاله ساختار چشم با استفاده از کد شبیه‌سازی شده است. برای بالا بردن دقیق‌ترین شبیه‌سازی هندسه مورد نظر مشبّه شده است. متحننی برآگ به دست آمده در انرژی ۵۰ MeV الکترون ولت در شکل ۲ نشان داده شده است، همان‌گونه که از این شکل دیده می‌شود در این انرژی قله برآگ در انتهای تومور قرار گرفته است. مشاهده می‌شود که با این هندسه و انرژی، قله برآگ گسترده شده کل حجم تومور را پوشش می‌دهد. براساس شبیه‌سازی انجام شده با استفاده از کد شبیه‌سازی MCNPX در فانتوم چشم انسان چشم‌های پروتونی با انرژی ۵۰ MeV برای درمان ملانوماتی چشمی استفاده شده است. هدف از انجام این تحقیق به دست آوردن دوز پراکنده مری و تیروئید در اثر پروتون درمانی تومورهای چشمی بوده است. پروتون‌ها نسبت به سایر ذرات باردار انرژی خود را در یک نقطه تخلیه می‌کنند که این ویژگی به پزشک اجازه می‌دهد

برای مقایسه نتایج از مقاله‌ای که در سال ۲۰۱۶ Mahdipour و همکاران برای درمان ملانومای چشمی با شبیه‌سازی چشم انسان با استفاده از کد GEANT4 انجام دادند، استفاده شده است. در این تحقیق پیک برآگ گستردہ شده برای پروتون، آلفا و کربن به دست آمده و دوز جذبی پروتون در فانتوم برای پروتون با انرژی ۴۷,۸ مگا الکترون ولت و آلفا با انرژی ۱۹۰/۱ مگا الکترون ولت و کربن با انرژی ۱۰۶۰ مگا الکترون ولت به دست آمده است. نتایج نشان می‌دهد که تیز بودن شدید قله برآگ کربن و پهن شدگی عرضی کم آن، باعث مزیت استفاده از این پرتو در هادرون درمانی شده است، اما معایبی مانند زیاد بودن چگالی نوترون ثانویه را نیز به همراه دارد. با این حال، استفاده از باریکه پروتونی یک انتخاب خوب برای درمان تومورهای بزرگ است. بخش‌های قابل مقایسه با این تحقیق دوز پروتون در فانتوم چشم شبیه‌سازی شده برای باریکه پروتون با انرژی ۵۰ مگا الکترون ولت است. تفاوت‌هایی که در مقدار دوز دریافتی مشاهده می‌شود به خاطر تفاوت انرژی و موقعیت چشم پروتون و نوع کدی است که فانتوم با آن شبیه‌سازی شده است. نشان داده شده که دوز دریافتی در هر دو شبیه‌سازی در بافت‌های لنز، زلالیه، قرنیه، زجاجیه نزدیک بهم است. در پروتون با انرژی ۵۰ مگا الکترون ولت دوز دریافتی لنز $10^{-11} \times 40.6$ ، زجاجیه $10^{-10} \times 4.68$ ، زلالیه $10^{-10} \times 4.66$ ، قرنیه $10^{-10} \times 5/44$ و در پروتون با انرژی ۴۷/۸ مگا الکترون ولت دوز دریافتی لنز، زلالیه، زجاجیه به طور یکسان $10^{-11} \times 23/43$ ، قرنیه $10^{-12} \times 20/6891$ است.

نتیجه‌گیری

دوز نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه در ناحیه تومور به ترتیب برابر با $10^{-14} \times 2/75846$ و $10^{-14} \times 8/27633$ محاسبه شده است. مشاهده می‌شود که شار فوتون‌ها در ناحیه تومور بیشتر از شار نوترون‌ها است. هم‌چنین دوز کل نیز محاسبه شده است، مقادیر دوز دریافتی کل (مجموع دوز پروتون‌ها،

می‌شود. درمان سرطان به روش پرتو درمانی دارای عوارض شدیدی مثل درد، مشکل در بلع غذا و مشکل در نفس کشیدن و اسهال و استفراغ است. پروتون درمانی در مقایسه با دیگر روش‌های پرتو درمانی عوارض جانبی ذکر شده را برای بیماران کاهش می‌دهد.

Rasouli و همکارانش اثرهای عناصر ترکیبی در محاسبه توزیع دوز در پروتون درمانی تومورهای چشمی به روش مونت-کارلو را در سال ۲۰۱۵ انجام دادند و به نتایج خوبی دست پیدا کردند (۲۲).

استفاده از کد مونت کارلویی فلوکا برای شبیه‌سازی توزیع دوز پروتون برای فانتوم‌های آب و مغز توسط Mirzaei و همکارانش در سال ۱۳۹۴ انجام شده است (۲۳).

در سال ۲۰۱۶ Mahdipour و همکارش نیز تحقیقی برای یون درمانی ملانومای چشمی با شبیه‌سازی چشم انسان با استفاده از کد GEANT4 انجام دادند. در این تحقیق پیک برآگ گستردہ شده برای پروتون، آلفا و کربن به دست آمده و منحنی شار ذرات ثانویه شامل نوترون، فوتون و پوزیترون نیز مورد بررسی قرار گرفته بود. نتایج نشان می‌دهد که تیز بودن شدید قله برآگ کربن و پهن شدگی عرضی کم آن، باعث مزیت استفاده از این پرتو در هادرون درمانی شده است، اما معایبی مانند زیاد بودن چگالی نوترون ثانویه را نیز به همراه دارد. با این حال، استفاده از باریکه پروتونی یک انتخاب خوب برای درمان تومورهای بزرگ است (۲۴).

محاسبه دوز جذبی پراکنده ناشی از پروتون درمانی چشم برای نخستین بار در دنیا ارائه شده است اما پروتون درمانی در سه مقاله بالا و دیگر تحقیق‌ها برای اندام‌ها و بافت‌های مختلف بدن صورت گرفته است اما پیک برآگ گستردہ شده و دوز ناشی از پراکنده‌گی نوترون‌ها و فوتون‌ها در اکثر تحقیق‌ها به دست آمده است، علت تفاوت با مقاله فعلی تفاوت در نوع کد مونت کارلویی و موقعیت چشمی و این که تفاوت در انرژی چشمی تابش‌دهی شده است.

باروری، دیگر اثرهای اخیر در بازماندگان سرطان در طولانی مدت بسیار نگران کننده است. به این دلایل، بهره‌برداری از قابلیت‌های ذاتی حفظ بافت سالم در پروتون درمانی بهمنظور کاهش عوارض مربوط به درمان بیماران و سیستم بهداشت و درمان، در حال افزایش است.

نوترون‌ها و فوتون‌ها برای بافت‌های لنز، زجاجیه، زلایه، قرنیه، لایه اطراف چشم و تومور به ترتیب برابرند با^{-۱۱} $۴/۵۹ \times 10^{-۱۰}$ ، $۴/۶۸ \times 10^{-۱۰}$ ، $۴/۶۵ \times 10^{-۱۰}$ ، $۵/۵۴ \times 10^{-۱۰}$ ، $۲/۹۰ \times 10^{-۹}$ ، $۶/۳۱ \times 10^{-۹}$ مشاهده می‌شود که پس از تومور، زجاجیه، زلایه و قرنیه بیشترین دوز را دریافت می‌کنند که به‌دلیل نزدیکی این بافت‌ها به ناحیه تومور است. نتایج محاسبه دوز پراکنده نوترون‌ها و فوتون‌ها برای بافت مری و تیروئید در جدول ۳ ذکر شده است که دوز پراکنده تیروئید نسبت به مری بیشتر است که به‌خاطر نزدیکی این بافت به محل تابش دهی است. با توجه به موقعیت تومور می‌توان طراحی درمان‌های مختلفی را برای به‌دست آوردن مطلوب‌ترین درمان به‌دست آورد به‌گونه‌ای که تومور بیشترین دوز و بافت‌های سالم اطراف آن کمترین دوز را دریافت کنند، که در مقاله انجام شده با توجه به موقعیت تومور مطلوب‌ترین طراحی درمان حاصل شده است. مزیت اصلی پروتون‌ترابی نسبت به فوتون‌ترابی توزیع جای گزیده دوز آن است. این امر باعث می‌شود بافت‌های سالم اطراف تومور با کمترین میزان آسیب مواجه شوند این ویژگی پروتون درمانی را به عنوان یک انتخاب مناسب برای درمان‌های تومورهای نزدیک بافت‌های حساس نظیر نخاع، چشم، تیروئید و مغز می‌سازد. استفاده گسترده پروتون در درمان، در مقایسه به عنوان مثال، فوتون درمانی باشد مدوله شده، کند بوده است. دلایل متعددی برای کندی پروتون درمانی، از جمله مشکل فنی، هزینه، و ... وجود دارد. هزینه دستگاه‌های مورد نیاز پروتون درمانی در مقایسه با دستگاه‌های مورد نیاز فوتون درمانی بسیار بیشتر است. با وجود این موانع، پیشرفت‌های زیادی حاصل شده است. در سال‌های اخیر، استفاده از پروتون‌ها بیش از فوتون‌ها در ارائه بسیار همگن و یکنواخت دوز به یک تومور تا حد زیادی پیشرفت در درمان با فوتون را کاهش داده است. براساس مطالعه‌های صورت گرفته عوارض مربوط به درمان، از جمله سرطان‌های ثانویه، بیماری‌های قلبی و عروقی، عوارض

منابع

1. Newhauser WD, Zhang R. The physics of proton therapy. *Phys Med Biol* 2015; 60: 155-209.
2. Constable I. J, Koehler A. M. Experimental ocular irradiation with accelerated protons. *Invest Ophthalmology* 1974; 13(4): 280–287.
3. Park S.H, Jung W.G, Suh T.S, Jang H.S, Choi B.O, Rah J.E, et al. Variation of Bragg Curve Characteristic Induced by Changing the Position of Inhomogeneous Material: Geant4 Simulation Study. *J Korean Phys Soc* 2011; 58: 187-197.
4. Wilson M.V, Hungerford J.L. Comparison of episcleral plaque and proton beam radiation therapy for the treatment of choroidal melanoma. *Ophthalmology* 1999; 1579-87.
5. Damato B, Kacperek A, Errington D, Heimann H. Proton beam radiotherapy of uveal melanoma. *Ophthalmology* 2013; 151-157.
6. Baker C.R, Quine T.E, Brunt J.N.H, Kacperek A, Monte Carlo simulation and polymer gel dosimetry of 60 MeV clinical proton beams for the treatment of ocular tumors. *Appl. Radiat. Isot.* 67,402–405. 2008.
7. Paganetti H. Proton Therapy: History and Rationale. In *Proton Therapy Physics*, New York: CRC Press:2012.
8. Steneker M, Lomax A, Schneider U, Intensity modulated photon and proton therapy for the treatment of head and neck tumors. *Radiother. Oncol.* 80 (2), 263–267. 2006.
9. Swakon J, Olko P, Adamczyk D, Cywicka-Jakiel T, Dabrowska J, Dulny B, et al. Facility for proton radiotherapy of eye cancer at IFJ PAN in Krakow. *Radiat Meas* 2010; 45(10): 1469-71.
10. Widesott L, Amichetti M, Schwarz M. Proton therapy in lung cancer: clinical outcomes and technical issues. A systematic review. *Radiother. Oncol.* 86, 154–164. 2008.
11. Dehghannia Rostami Z, Masoudi S.F, Asadi S. Dosimetry Comparison of Water Phantom and Complete Eye Definition for 125I and 103Pd Brachytherapy Plaques. *IJMP* 2011; 8(2):19-26. [Persian]
12. Khan FM, Gibbons JP. Khan's The Physics of Radiation Therapy. Asare Sobhan Publisher, Tehran: Jabbari, Tavakoli, Rostampour, Almasi, Baradaran Mohsenian, Pashaei, Rostampour, Salehnia, Abedi; 2014.[Persian]
13. "Particle therapy facilities under construction " (<https://www.ptcog.ch/index.php/facilities-under-construction>).PTCOG.ch. Particle Therapy Co-Operative Group. June 2017. Retrieved 2017-10-06
14. Pelowitz DB, Durkee JW, Elson JS, Fensin ML, Hendricks JS, James MR, et al. MCNPX 2.7.E Extensions LA-UR-11-01502, 2011.
15. "Particle therapy facilities in operation" (<https://www.ptcog.ch/index.php/facilities-in-operation>).PTCOG.ch. Particle Therapy Co-Operative Group. July 2017. Retrieved 2017-1006.
16. Smith A.R. Proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 51, R491–R504. 2006.
17. Herman C. Introduction Health Physics. Tehran: Abukazemy, Sepehry, Binesh; 1992: 133-149.[Persian]
18. Lesprance M, Inglis-Whalen M, Thomson R.M. Model-based dose calculations for COMS eye plaque

- brachytherapy using an anatomically realistic eye phantom. Med Phys 2014; 41:021717.
19. Newhauser WD, Burns J, Smith AR. Dosimetry for ocular proton beam therapy at the Harvard Cyclotron Laboratory based on the ICRU Report 59. Med Phys 2002; 29: 1953-1961.
20. Tavakol M, Karimian A, Mostajab Aladaavati S. M. Dose Assessment of Eye and Its Components in Proton Therapy by Monte Carlo Method. IJMP 2013; 205-14.
21. Moura AP, Ribeiro TP. adiodosimetric considerations on ocular brachytherapy with iodine125 and ruthenium/rhodium106. Radiol Bras. 2009;42 (1):43–8.
22. Rasouli. F, Masoudi. F, Keshazare. S, Jette. D, Effect of elemental compositions on Monte Carlo dose calculations in proton therapy of eye tumors, <http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2015.08.001>.
23. Mirzaei H, Kamali A, Movafagi A, Use the monte carlo code Fluke to simulate the proton dose distribution for water and brain phantoms. RNTJ 2015;(4):28-34[Persian].
24. Mahdipour. A, Mowlavi .A.A, Ion therapy for uveal melanoma in new human eye phantom based on GEANT4 toolkit. <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2015.10.005>.