New Cell Mol Biotech
j.10/38 , 2020

Research article

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 Safaiean[1]; Mehdi Salehi Barough[2]*; Seyed Pezhman Shirmardi[2]

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 excactly 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

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

مجله تازه های بیوتکنولوژی سلولی مولکولی
دوره ۱۰ - شماره -۳۸ بهار ۱۳۹۹
مقاله پژوهشی

برای مشاهده این مقاله به صورت آنلاین اسکن کنید

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

شکوه صفائیان[۱]، مهدی صالحی باروق[۱*]، سید پژمان شیرمردی[۲]

۱- گروه مهندسی هسته ای، مهندسی پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۲- سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، 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 براگ تخلیه می‌کنند. بنابراین برای درمان سرطان، تومور باید در مکان پیک براگ گسترده شده قرار بگیرد. فوتون‌ها و نوترون‌های پراکنده یک چالش در پرتودرمانی 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 ۰/۶ سانتی‌متر در فانتوم چشم در عمق ۲/۵ میلی‌متری سطح چشم نظر گرفته شده و قله براگ به‌طور 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 به‌علت پروتون درمانی در بافت چشم به‌ترتیب۱۴-e ۸/۸۱۷و ۱۳-e ۱/۶۵۳ گری است و دوز مری و تیروئید به‌ترتیب برای نوترون‌های پراکنده ۰۷-e ۱/۰۳۷ و ۰۸-e ۲/۸۹ گری و برای فوتون‌ها ۰۸-e ۵/۱۱ و ۰۷-e ۱/۵۸ گری است.

بحث: نتایج نشان می‌دهد که در مری و تیروئید دوز پراکنده ناچیزی دریافت شده است. دوز پراکنده تیروئید نسبت‌به مری بیش‌تر است که به‌خاطر 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

مقدمه

پروتون درمانی پیشرفته‌ترین روش درمان سرطان است، که 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 براگ نام دارد. Wilson در سال ۱۹۴۶، پیشنهاد استفاده از پروتون شتاب داده شده در

نویسنده مسئول:
گروه مهندسی هسته ای، مهندسی پرتو پزشکی، 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

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

تو درمانی را در دانشگاه هاروارد مطرح کرد. Tobias و مکاران برای اولین بار در سال ۱۹۵۴ در آزمایشگاه لارنس وکلی 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 ست (۱). Constable و Koehler در سال ۱۹۷۴ دریافتند ه استفاده از پرتوهای پروتون برای درمان تومورهای درون شمی مناسب است و به‌علت دوز تابشی به‌نسبت بالا می‌تواند ی تومور متمرکز شوند (۲). در سال ۱۹۸۴ مؤسسه پاول رر در سوئیس با استفاده از باریکه‌های پروتون با انرژی MeV ۷ درمان ملانومای چشمی را آغاز کرد و در سال ۱۹۹۶ با ستفاده از باریکه‌های پروتون با انرژی ۲۰۰MeV برنامه‌های رمان خود را گسترش داد (۳). نتایج تحقیقات Wilson و مکارانش در سال ۱۹۹۹ برای مقایسه درمان ملانومای شیمیه از طریق پروتون درمانی و براکی‌تراپی مشخص کرد ه نتایج حاصل از پروتون درمانی بهتر هستند (۴). نتایج حقیق Damato و همکارانش در سال ۲۰۱۳ در دانشگاه الیفرنیا 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 به‌طور مؤثر برای تومورهای ش، پروستات، مغز، سر، گردن و چشم به‌کار رفته است ۱۰-۶).

انی که باریکه‌ای از پروتون‌ها وارد بافت همگن می‌شوند، رت توقف به‌طور سریع با کاهش انرژی پروتون افزایش پیدا ی‌کند، در نتیجه دوز تخلیه شده به‌خاطر کند شدن پروتون-ا، با شیب 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 براگ یا منحنی براگ میده می‌شود (۱۱،۱۲). مکان قله براگ تحت تأثیر مواد قرار رفته در مسیر پروتون‌ها است (۱۳). از ماه ژوئیه ۲۰۱۷، بیش از ۷۵ مرکز پرتودرمانی 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 چشمه 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 به‌دست 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 به‌روش مونت کارلو است که توانایی ترابرد ۳۴ نوع ذره و چهار یون سبک را کمابیش برای تمام انرژی‌ها دارد (۱۶). در این مقاله هندسه چشم به‌همراه 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. چشمه دیسکی پروتون با شعاع توزیعی ۰/۰۴ تا ۰ در نظر گرفته شده است و از سمت چپ مدل شبیه‌سازی شده در راستای محور Z تابش‌دهی می‌کند. در ابتدا انرژی چشمه پروتون ۵۰ مگا الکترون ولت در نظر گرفته شده که به ازای این انرژی عمق قله براگ در انتهای تومور قرار می‌گیرد و دوز دریافتی کل برای اجازه چشم در این انرژی محاسبه شده است و سپس برای به‌دست آوردن دوز پراکنده تیروئید و مری فانتوم MIRD با انرژی توزیعی ۵۰ تا ۷۰ مگا الکترون ولت تابش‌دهی شده و نتایج به‌دست آمده در ادامه کار ذکر شده است. شکل ساختمان چشم از مقاله‌های منتشر شده انتخاب شده است(۱۹-۱۷). شبیه‌سازی با استفاده از کد MCNPX و برای یک میلیون تاریخچه صورت گرفته است.

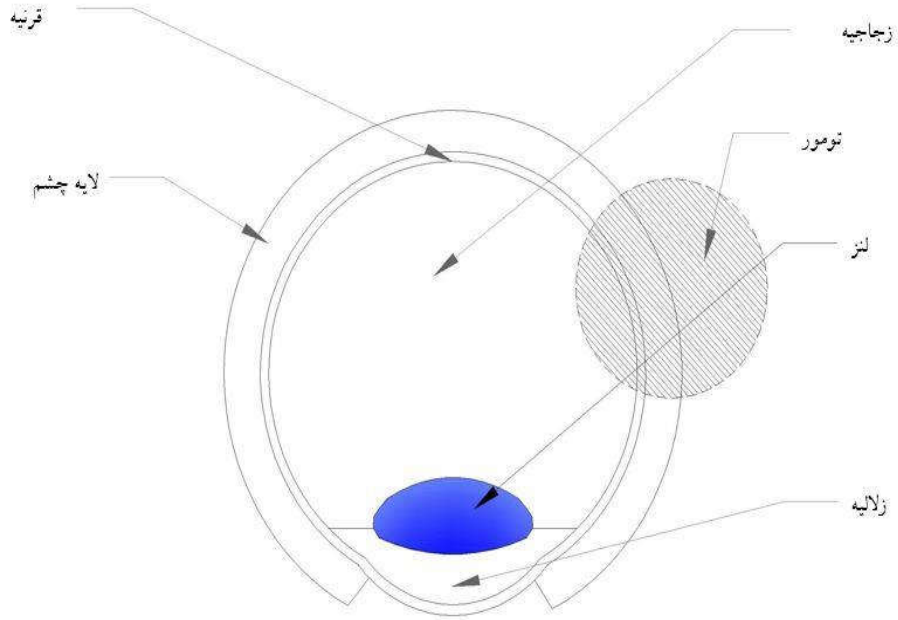
تعریف هندسه چشم

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

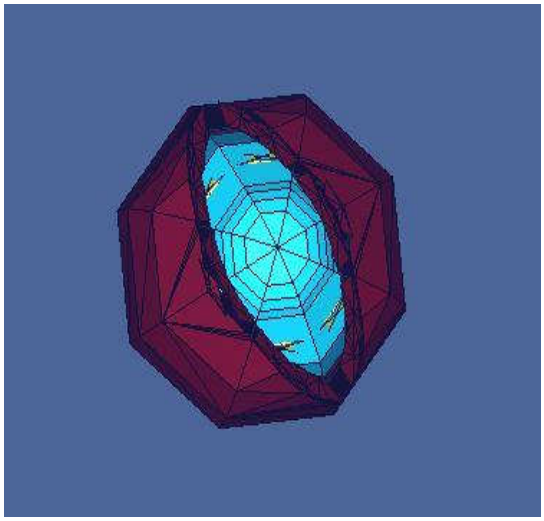
[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

زجاجیه، لنز، لایه اطراف چشم و تومور است. ناحیه بین قرنیه قسمت بالایی لنز، زلالیه و ناحیه بین قسمت پایینی لنز و سفیده چشم، زجاجیه نامیده می‌شود. تومور کروی در داخل چشم با قطر ۰/۶ 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 شده در شکل ۱ نشان داده شده است در جدول ۱ و شکل ۲ و هم‌چنین ترکیب‌های عناصر در جدول ۲ نشان داده شده است. در جدول ۱ مختصات مربوط به مدل هندسی شبیه‌سازی شده در کد MCNPX ذکر شده است که بیان‌گر به‌وجود آمدن شکل ۱ در کد MCNPX است. در جدول ۲ چگالی و نسبت مقادیر ترکیبی چشم برای دقت بیش‌تر محاسبه‌هایی که با فانتوم انجام شده ذکر شده است.



شکل ۱: شماتیکی از مدل طراحی شده



شکل۲: نمای از تصویر سه بعدی چشم طراحی شده

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

جدول۱: مختصات مرکز و شعاع متوسط هر یک از اجزای چشم که در این مدل مطرح شده است.

ساختارچشم	نوع سطح	$X_0(mm)$	$y_0(mm)$	$Z_0(mm)$	$R(mm)$
لنز (سطح ۱)	S	۳	-۸/۷۷۴	۸۱/۲۵	۰/۸
لنز (سطح ۲)	S	۳	-۸/۵۲۴	۸۱/۲۵	۰/۶
لنز (سطح ۳)	S	۳	-۸/۲۴۱۹	۸۱/۲۵	۰/۵
لنز (سطح ۴)	S	۳	-۷/۹۲۸۹	۸۱/۲۵	۰/۵۹۵
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	۰/۷۲
زلالیه (سطح بالایی)	Py		-۸/۲۵۲		
قرنیه (سطح۱)	S	۳	-۷/۴	۸۱/۲۵	۱/۲۱
قرنیه (سطح۲)	S	۳	-۷/۹۵۳۹	۸۱/۲۵	۰/۷۷۵
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	۰/۶

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

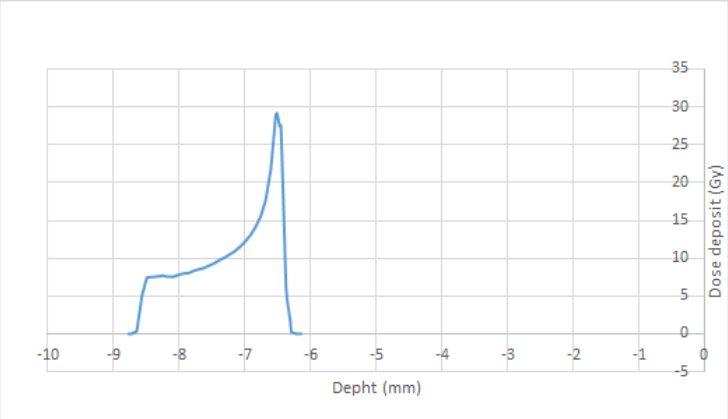
بافت	چگالی	ترکیبات عناصر								
		H	C	N	O	Na	P	S	CI	K
لنز	۱/۰۶۰۰	۹/۶۰	۱۹/۵	۵/۷۰	۶۴/۶	۰/۱۰	۰/۱۰	۰/۳۰	۰/۱۰	–
زجاجیه	۱/۰۰۸۹	۱۱/۲	–	–	۸۸/۸	–	–	–	–	–
زلالیه	۱/۰۰۳۰	۱۱/۲	–	–	۸۸/۸	–	–	–	–	–
قرنیه	۱/۰۷۶۰	۱۰/۱۶	۱۲/۶۲	۳/۶۹	۷۳/۱۴	۰/۰۶۵	۰/۰۶۵	۰/۱۹۵	۰/۰۶۵	–

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

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

با شبیه‌سازی فانتوم چشم و تابش‌دهی فانتوم با پروتون‌هایی با انرژی ۵۰ MeV، منحنی براگ به‌دست می‌آید که در نمودار ۱ نشان داده شده است.

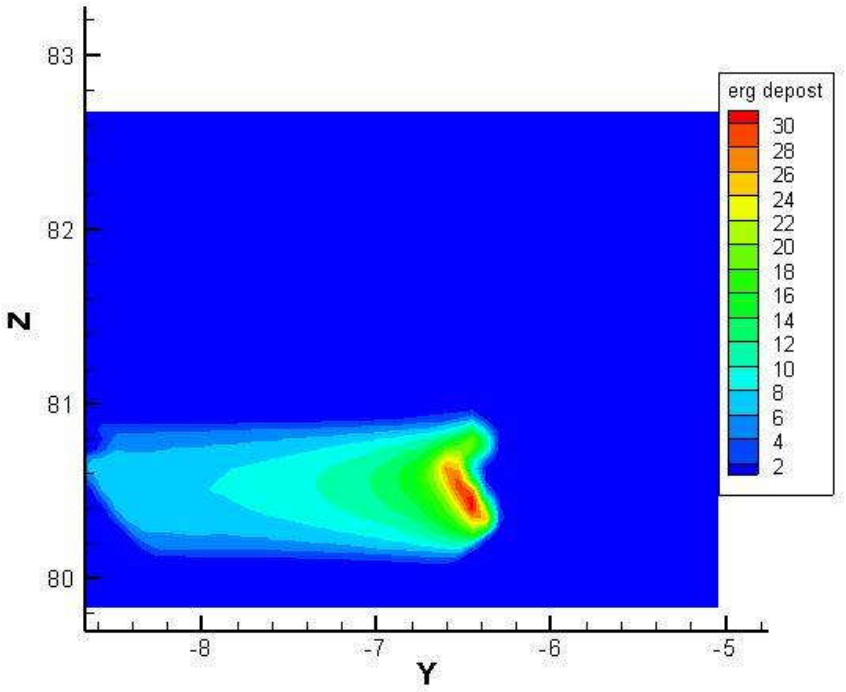


نمودار ۱: منحنی براگ باریکه پروتون با انرژی ۵۰ MeV (برای یک میلیون ذره)

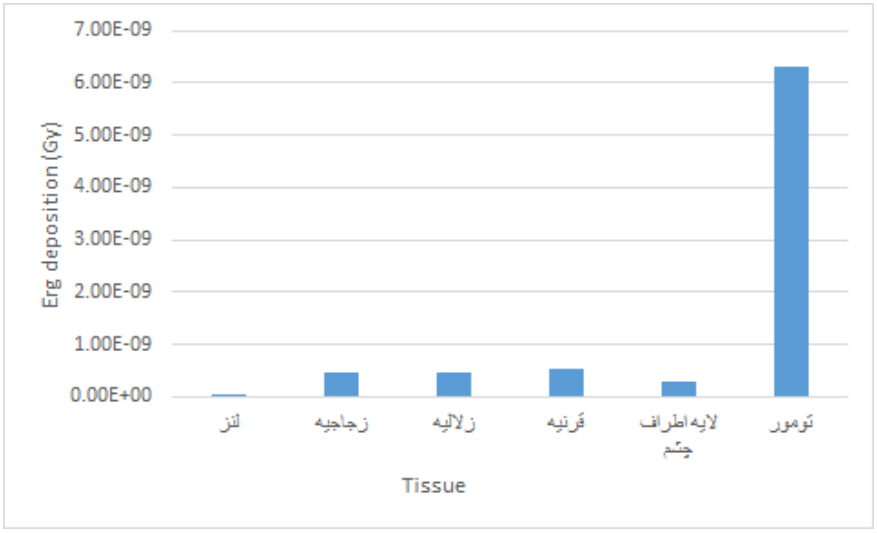
ملانوما رایج‌ترین تومور داخل چشمی است که احتمال آن در سنین بالا بیش‌تر است. تومورهای ملانوم به‌دلیل وجود ملانوسیت در شبکیه چشم با احتمال ۷۰ درصد در این قسمت به‌وجود آمده و رشد می‌کنند (۲۱). در این مقاله نیز تومور در بافت داخلی چشم در نظر گرفته شده است و در صورت تغییر مکان تومور و تغییر موقعیت چشمه میزان دوز دریافتی کل در بافت‌های مختلف چشم تغییر خواهد کرد در این مقاله موقعیت چشمه به گونه‌ای طراحی شده است که تومور بیش-ترین دوز و بافت‌های سالم اطراف چشم کم‌ترین دوز را دریافت کنند. با استفاده از کارت مش تالی می‌توان کانتور انرژی تخلیه شده پروتون‌های با انرژی ۵۰ MeV را به‌دست 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 تابش‌دهی تومور با پروتون‌های ۵۰ MeV کل دوز دریافتی ناشی از پروتون‌ها و ذرات ثانویه در بافت‌های مختلف چشم محاسبه شده است. که در نمودار ۲ به‌صورت نمودار قابل مشاهده است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که تومور بیش‌ترین دوز را دریافت کرده در صورتی‌که بافت‌های سالم چشم کم‌ترین میزان دوز را دریافت کرده است.

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]



شکل۳: کانتور انرژی قرار گرفته در واحد حجم محیط برای پروتون‌های با انرژی ۵۰ MeV



نمودار ۲: دوز دریافتی کل (مجموع دوز پروتون‌ها و ذرات ثانویه) در بافت‌های مختلف چشم برای پروتون‌های با انرژی ۵۰ MeV

ز این شبیه‌سازی محاسبه دوز پراکنده ناشی از پروتون
برای اندام‌های تیروئید و مری است. در اثر اندرکنش
ستیک پروتون‌ها با عناصر سازنده چشم، ذرات ثانویه از
نوترون و فوتون‌ها تولید می‌شوند. مقدار دوز دریافتی
اجزای مختلف چشم در هندسه اصلی چشم بررسی
ست. پس از انجام محاسبه‌ها لازم‌به منظور رسیدن به
ف چشمه طراحی شده در فانتوم MIRD در کد

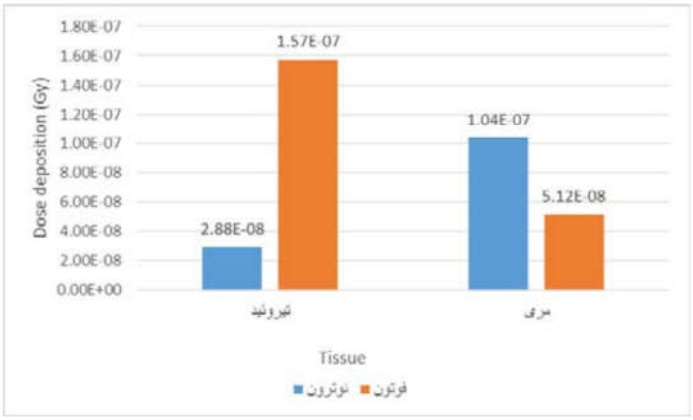
MCNPX اجرا می‌شود چشمه پروتونی شبیه‌سازی ش
بازه انرژی توزیعی از ۵۰ تا ۷۰ مگا الکترون ولت مورد
دهی قرار گرفته و ذرات ثانویه ناشی از این تابش تو
MCNPX با تالی F6 برحسب گری محاسبه شده اس
دریافتی کل که مجموع دوز ناشی از پروتون، ذرات
فوتون و نوترون در بافت‌های مختلف چشم است از تابش
تومور با انرژی ۵۰ مگا الکترون ولت توسط چشمه

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]
[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

MCNPX با تالی انرژی به‌دست 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 نسبت‌به درمان‌های قبلی دوز پراکنده کم‌تری به بافت‌های سالم می‌رساند و کیفیت درمان را بهبود می‌بخشد.

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

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



نمودار۳: مقایسه دوز پراکنده نوترون و فوتون بافت‌های مری و تیروئید بر اثر پروتون درمانی چشم

بحث

در این مقاله ساختار چشم با استفاده از کد شبیه‌سازی شده است. برای بالا بردن دقت شبیه‌سازی هندسه مورد نظر مش-بندی شده است. منحنی براگ به‌دست آمده در انرژی ۵۰ مگا الکترون ولت در شکل ۲ نشان داده شده است، همان‌گونه که از این شکل دیده می‌شود در این انرژی قله براگ در انتهای تومور قرار گرفته است. مشاهده می‌شود که با این هندسه و انرژی، قله براگ گسترده شده کل حجم تومور را پوشش می-دهد. براساس شبیه‌سازی انجام شده با استفاده از کد شبیه-سازی MCNPX در فانتوم چشم انسان چشمه‌ای پروتونی با انرژی ۵۰ MeV برای درمان ملانومای چشمی استفاده شده است. هدف از انجام این تحقیق به‌دست آوردن دوز پراکنده مری و تیروئید در اثر پروتون درمانی تومورهای چشمی بوده است. پروتون‌ها نسبت‌به سایر ذرات باردار انرژی خود را در یک نقطه تخلیه می‌کنند که این ویژگی به پزشک اجازه می‌دهد که پروتونی با انرژی مناسب انتخاب کنند و پیک براگ 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 بافت-های 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 به‌دست 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 صورتی‌که طراحی درمان مناسبی صورت بگیرد، بهترین درمان حاصل

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

می‌شود. درمان سرطان به روش پرتودرمانی 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 به‌روش مونت-کارلو را در سال ۲۰۱۵ انجام دادند و به نتایج خوبی دست پیدا کردند (۲۲).

استفاده از کد مونت کارلویی فلوکا برای شبیه سازی توزیع دوز پروتون برای فانتوم های 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 براگ گسترده شده برای پروتون، آلفا و کربن به‌دست 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 براگ کربن و پهن‌شدگی 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 براگ گسترده شده و دوز ناشی از پراکندگی نوترون‌ها و فوتون‌ها در اکثر تحقیق‌ها به‌دست آمده است، علت تفاوت با مقاله فعلی تفاوت در نوع کد مونت کارلویی و موقعیت چشمه و این که تفاوت در انرژی چشمه تابش‌دهی شده است.

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 براگ گسترده شده برای پروتون، آلفا و کربن به‌دست 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 به‌دست آمده است. نتایج نشان می‌دهد که تیز بودن شدید قله براگ 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 به‌همراه 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 به‌خاطر تفاوت انرژی و موقعیت چشمه 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 $۴/۰۶\times۱۰^{-۱۱}$، زجاجیه $۴/۶۸\times۱۰^{-۱۰}$، زلالیه $۴/۶۶\times۱۰^{-۱۰}$، قرنیه $۵/۴۴\times۱۰^{-۱۰}$ و در پروتون با انرژی ۴۷/۸ مگا الکترون ولت دوز دریافتی لنز، زلالیه، زجاجیه به‌طور یکسان $۲۳/۴۳\times۱۰^{-۱۱}$، قرنیه $۲۰/۶۸۹۱\times۱۰^{-۱۲}$ است.

نتیجه‌گیری

دوز نوترون‌ها و فوتون‌های ثانویه در ناحیه تومور به‌ترتیب برابر با $۲/۷۵۸۴۶\times۱۰^{-۱۴}$ و $۸/۲۷۶۳۳\times۱۰^{-۱۴}$ محاسبه شده است. مشاهده می‌شود که شار فوتون‌ها در ناحیه تومور بیش تر از شار نوترون‌ها است. هم‌چنین دوز کل نیز محاسبه شده است، مقادیر دوز دریافتی کل (مجموع دوز پروتون‌ها،

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

نوترون‌ها و فوتون‌ها) برای بافت‌های لنز، زجاجیه، زلالیه، قرنیه، لایه اطراف چشم و تومور به‌ترتیب برابرند با $۴/۵۹\times۱۰^{-۱۰}$، $۴/۶۸\times۱۰^{-۱۰}$، $۴/۶۵\times۱۰^{-۱۰}$، $۵/۵۴\times۱۰^{-۱۰}$، $۲/۹۰\times۱۰^{-۹}$، $۶/۳۱\times۱۰^{-۹}$ مشاهده می‌شود که پس از تومور، زجاجیه، زلالیه 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 نسبت‌به مری بیش‌تر است که به‌خاطر نزدیکی این بافت به محل تابش‌دهی است. با توجه‌به 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 توجه‌به موقعیت تومور مطلوب‌ترین طراحی درمان حاصل شده است. مزیت اصلی پروتون‌تراپی نسبت‌به فوتون‌تراپی 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 به‌عنوان یک انتخاب مناسب برای درمان‌های تومورهای نزدیک بافت‌های حساس نظیر نخاع، چشم، تیروئید و مغز می‌سازد. استفاده گسترده پروتون در درمان، در مقایسه به‌عنوان مثال، فوتون درمانی با شدت 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 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.

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

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 thetreatment 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 thetreatment 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, Pashaee, 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

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]

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 Aldaavati 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.

[Downloaded from ncmbjpiau.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.22285458.1399.10.38.6.1]