



بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

بررسی اثر تعریف ترکیبات بافت چشم بر روی نتایج دزیمتری در پروتون تراپی تومورهای چشمی

شیوا کشازرع، سید فرهاد مسعودی، فاطمه سادات رسولی

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، دانشکده فیزیک، گروه هسته‌ای کاربردی

چکیده:

مطالعات اخیر در زمینه براکی تراپی تومورهای چشمی نشان می‌دهد که تعریف کامل چشم، تأثیر به‌سزایی در دقت نتایج حاصل از محاسبات دزیمتری دارد. از این رو، مطالعه چنین اثراتی در پروتون تراپی تومورهای چشمی و مقایسه آن با نتایج حاصل از فانتوم ساده آب ضروری است. در این مقاله، اثر تعریف ترکیبات واقعی چشم در میزان دوز دریافتی توسط بافت در پروتون تراپی تومورهای چشمی بررسی شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که تفاوت بین فانتوم واقعی چشم و فانتوم آب بستگی به انرژی پروتون و نحوه تابش دارد و باتوجه به محدوده انرژی در درمان عملی، برخلاف براکی-تراپی استفاده از مدل واقعی تأثیر قابل توجهی بر نحوه طراحی پروتو و دزیمتری ندارد.

کلمات کلیدی: پروتون تراپی، ترکیبات بافت چشم، محاسبات دزیمتری، قله براگ، SOBP، ضرایب وزنی

مقدمه:

اصل مهم در پرتودرمانی، تحویل بیشینه دوز به تومور است؛ بدون آنکه بافت‌های سالم اطراف، تابش غیرضروری دریافت نمایند [i]. ذرات باردار و به ویژه پروتون‌ها گزینه‌های مطلوبی برای دستیابی به این هدفه حساب می‌آیند. این امر ناشی از ویژگی‌های فیزیکی چنین ذراتی است [ii]. از آنجا که برای تومورهای کوچک مانند ملانوما چشم، لازم است تابش به منطقه تحت درمان به طور موضعی صورت گرفته و سایر ساختارهای حساس چشم نظیر عصب بینایی و لنز، کمترین میزان دوز ممکن را دریافت نمایند، استفاده از پروتون روش مناسبی برای درمان آنها به شمار می‌رود [iii].

بیشینه تخلیه انرژی پروتون‌ها در قله‌ای موسوم به قله براگ صورت می‌گیرد. موقعیت قله براگ، متناسب با انرژی پرتوی فرودی است. با افزایش انرژی پروتون‌های فرودی، قله براگ در قسمت‌های عمیق‌تر، و با کاهش انرژی، قله در بخش‌های سطحی‌تری از هدف تشکیل می‌گردد. با توجه به اینکه هر قله براگ، محدوده عمقی بسیار کمی از هدف را تحت پوشش قرار می‌دهد، لازم است با مدولاسیون برد، قله‌های براگ مربوط به پروتون‌هایی با انرژی متفاوت به منطقه‌ای یکنواخت از بیشینه‌ی دوز، که Spread Out Bragg Peak (SOBP) نامیده می‌شود، تبدیل



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

شوند. بکارگیری مناسب این روش منجر به توزیع دوز یکنواخت سه‌بعدی و متناسب با ابعاد هدف می‌شود [۷].
روش‌های مختلفی برای دستیابی به مدولاسیون برد وجود دارد که طی آن، ضخامت‌های قابل تغییر از ماده‌ای جاذب
در مسیر پرتو قرار داده می‌شوند [۷]. این ضخامت‌ها به صورت پی‌درپی افزایش، و انرژی پرتوهای خارج شده
از آنها به صورت پی‌درپی کاهش می‌یابد. با کاهش عمق نفوذ، قله در بخش‌های سطحی هدف تشکیل می‌شود و به
این ترتیب، تمام منطقه مورد نظر تحت پوشش پرتوهای پرتون قرار می‌گیرد. برای دستیابی به SOBP یکنواخت،
لازم است قله‌های براگ اولیه با اعمال وزن مناسب و بهینه، با هم جمع زده شوند. با اعمال این فرایند، هدف تحت
درمان در راستای عمق، دوز یکنواخت و بیشینه‌ای را دریافت خواهد کرد.

تغییر انرژی پرتو جهت مدولاسیون از دو طریق ممکن است: در روش اول، تغییر انرژی از شتابدهنده
صورت می‌گیرد و پس از آن پرتو بر روی حجم هدف اسکن می‌شود. این روش، به اسکن پرتو معروف است. در
روش دوم، با قرار دادن ماده جاذب نظیر لگزان و یا آب به عنوان انتقال دهنده برد، تغییر انرژی در مسیر پرتو انجام
می‌گیرد و سپس به تومور تحویل داده می‌شود. در این مقاله از هر دوی این روش‌ها جهت شبیه‌سازی درمان
تومورهای چشمی به روش مونت کارلو استفاده شده است.

طی مطالعات اخیر در زمینه براکی‌تراپی چشم، نتایج محاسبات دزیمتری در فانتوم آب و مدل واقعی چشم،
هم از نظر هندسه و هم از نظر ترکیبات تشکیل دهنده، تفاوت‌های قابل ملاحظه و مهمی را نشان می‌دهند [۷]. این
در حالی است که در شبیه‌سازی پرتون‌تراپی چشم، محاسبات با فانتوم ساده آب صورت می‌گیرد و مطالعه اثرات
استفاده از مدلی واقعی جهت انجام محاسبات دزیمتری و طراحی پیش از درمان، تاکنون صورت نگرفته است [۷].
این رو، مطالعه مشابهی در پرتون‌تراپی به منظور بررسی میزان اهمیت تعریف بافت چشم در نتایج دزیمتری و طراحی
پیش از درمان ضروری به نظر می‌رسد. در این مقاله، محاسبات دزیمتری در پرتون‌تراپی تومورهای چشمی با استفاده
از فانتوم ساده آب و مدل واقعی چشم انجام گرفته و میزان تفاوت در نتایج به دست آمده مورد بررسی قرار گرفته
است.

روش کار

در این مقاله، هر دو روش اسکن پرتو و روش انتقال دهنده برد در خط پرتو برای تحویل دوز به تومور
مورد استفاده قرار گرفته و با استفاده از کد MCNPX شبیه‌سازی شده است. در روش اول، پرتوهای باریک و تک
انرژی به صورت مستقیم و بدون توزیع زاویه‌ای از چشمه به طرف فانتوم تابیده می‌شوند، به طوری که تومور اولین
ساختاری است که پرتو در مسیر خود با آن مواجه می‌شود. به منظور تشکیل قله‌های براگ در محدوده تومور، انرژی
پرتوهای اولیه از ۲۲ MeV تا ۳۲ MeV انتخاب شده است. این پرتوها یک بار به فانتوم ساده آب و یک بار به مدل
واقعی چشم تابیده می‌شوند. در روش دوم، پرتو تک‌انرژی پرتون، به صورت مستقیم و بدون توزیع زاویه‌ای و با



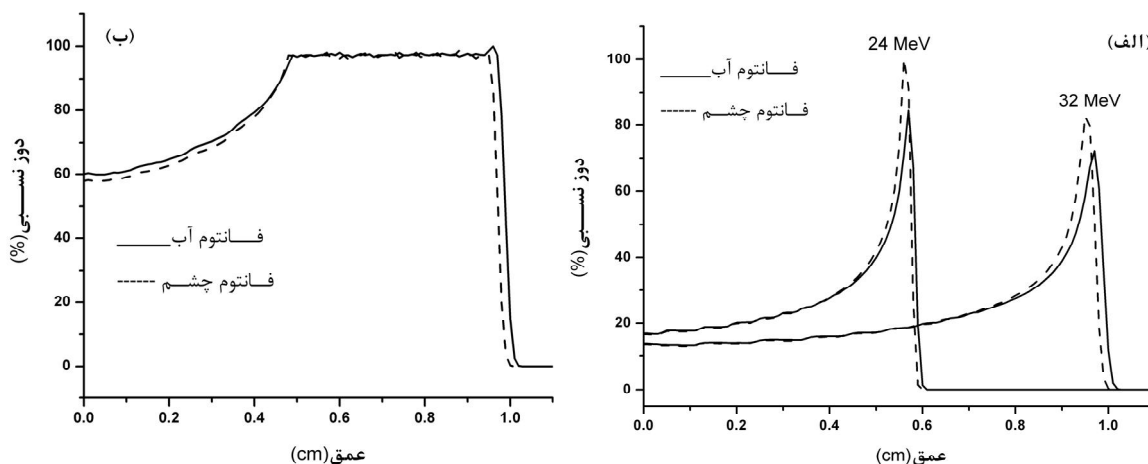
بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

انرژی اولیه 70 MeV از ستون‌هایی با ضخامت قابل تنظیم حاوی آب، به عنوان انتقال دهنده برد، عبور می‌کند. ضخامت این ستون‌ها به گونه‌ای تعیین می‌شود که برد پرتو متناسب با محدوده تومور، هماهنگ گردد. در این مقاله برای دستیابی به این هدف، ضخامت ستون آب از 3 cm تا $3/75 \text{ cm}$ انتخاب شده است. پرتو اولیه تحت زاویه 11° درجه نسبت به محور عمودی گذرنده از لنز، به ستون آب تابیده شده و پس از عبور از انتقال دهنده، وارد تومور می‌گردد. در هر دوی این روش‌ها، هندسه کامل چشم و ترکیبات قسمت‌های مختلف تشکیل دهنده آن با استفاده از مدل بکار رفته در مرجع [۶] شبیه‌سازی شده است. برای تشکیل SOBP، نتایج دوز تخلیه شده در فانتوم برای انرژی‌های مختلف پروتون محاسبه شده و با استفاده از آنها، ضرایب وزنی به قسمی محاسبه شده‌اند که مجموع دوز در منطقه تومور یکنواخت گردد.

نتایج

شکل ۱- الف، نمونه‌ای از قله‌های براگ تشکیل شده به روش اسکن پرتو برای پروتون‌های فرودی با انرژی 24 MeV و 32 MeV در دو فانتوم چشم و آب را نشان می‌دهد. در شکل ۱- ب نیز برهم نهی قله‌های بهینه شده با ضرایب وزنی نشان داده شده است. انرژی و ضرایب وزنی بکار رفته برای تشکیل این SOBP در جدول ۱ گزارش شده است.



شکل ۱. مقایسه بین قله‌های براگ (الف) و SOBP ایجاد شده در بافت واقعی و آب



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۷ و ۸ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

جدول ۱. انرژی پرتو پروتون و فاکتورهای وزنی متناظر با آن جهت ساختن SOBPs یکنواخت در دو فانتوم در روش اسکن پرتو

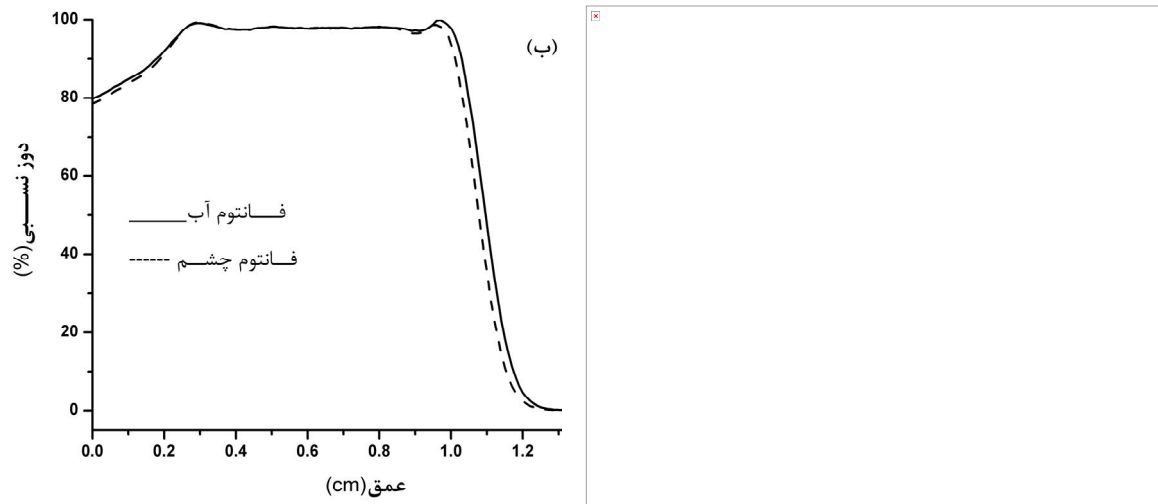
انرژی (MeV)	ضرایب وزنی واقعی	انرژی (MeV)	ضرایب وزنی واقعی	ضرایب وزنی آب	انرژی (MeV)	ضرایب وزنی واقعی	ضرایب وزنی آب	انرژی (MeV)
۲۲	۰/۰۹۶۱	۲۹	۰/۱۳۰۸	۰/۱۳۲۵	۲۵/۵	۰/۱۰۲۲	۰/۱۹۴۸	۰/۱۹۶۶
۲۲/۵	۰/۱۰۲۷	۲۹/۵	۰/۱۴۶	۰/۱۳۵۸	۲۶	۰/۱۰۱۸	۰/۲۲۹۶	۰/۲۳۹۴
۲۳	۰/۰۹۸۸	۳۰	۰/۱۳۶۲	۰/۱۳۸۳	۲۶/۵	۰/۱۰۰۸	۰/۲۶۴۵	۰/۲۵۸۷
۲۳/۵	۰/۱۰۱۶	۳۰/۵	۰/۱۴۳۳	۰/۱۴۰۵	۲۷	۰/۱۰۹۵	۰/۳۰۱۶	۰/۳۳۰۸
۲۴	۰/۱۱۶۵	۳۱	۰/۱۷۶۸	۰/۱۶۸۳	۲۷/۵	۰/۱۲۸۵	۰/۳۷۹۵	۰/۳۹۶
۲۴/۵	۰/۱۲۱۹	۳۱/۵	۰/۱۶۷۵	۰/۱۶۴۸	۲۸	۰/۱۱۱۲	۰/۴۳۸۱	۰/۵۰۰۲
۲۵	۰/۱۱۴۱	۳۲	۰/۱۹۹۲	۰/۱۹۰۷	۲۸/۵	۰/۱۱۹	۱/۶۴	۱/۳۵۰۳

تفاوت بین نتایج دزیمتری در دو فانتوم آب و چشم در روش انتقال دهنده برد در شکل ۲- الف نشان داده شده است. ضخامت‌های ستون آب متناظر با این قله‌ها از راست به چپ ۳، ۳/۳۵ و ۳/۶۵ سانتیمتر می‌باشند. شکل ۲-ب نیز SOBPs تشکیل شده در هر دو فانتوم را نشان می‌دهد. ضرایب وزنی و ضخامت‌های ستون آب برای ساخت این SOBPs در جدول ۲ گزارش شده‌اند.



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۲. مقایسه بین قله‌های براگ و SOBP ایجاد شده در بافت واقعی و آب به

شما اینجا می‌توانید متن خود را وارد کنید

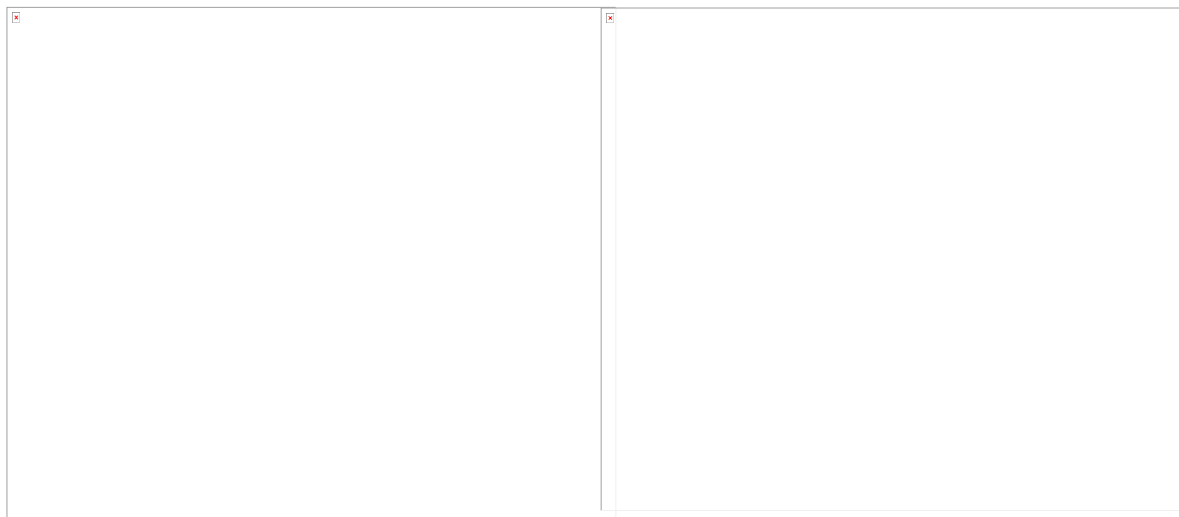
جدول ۲. فاکتورهای وزنی جهت ساختن SOBP یکنواخت در هر دو فانتوم به روش انتقال دهنده برد.

فاکتور وزنی بافت واقعی	فاکتور وزنی آب	ضخامت ستون آب (cm)	فاکتور وزنی بافت واقعی	فاکتور وزنی آب	ضخامت ستون آب (cm)
۰/۱۵۵۷	۰/۱۶۳۵	۳/۴۵	۱/۱۶۸۹	۱/۰۹۱۵	۳
۰/۱۴۷	۰/۱۵۰۶	۳/۵۵	۰/۲۹۶۳	۰/۳۱۹۷	۳/۱۵
۰/۱۰۹۵	۰/۱۱۸۳	۳/۶۵	۰/۲۱۹۲	۰/۲۱۹۹	۳/۲۵
۰/۱۵۴۱	۰/۱۵۷۱	۳/۷۵	۰/۱۶۸	۰/۱۷۷	۳/۳۵



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۷ و ۸ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۳. SOBP ایجاد شده در بافت واقعی با استفاده از ضرایب وزنی بهینه شده با فانتوم آب در

به منظور بررسی دقیق‌تر اهمیت تعریف ترکیبات بافت چشم در محاسبات دزیمتری، ضرایب وزنی به دست آمده از شبیه‌سازی با فانتوم آب، روی قله‌های براگ مربوط به بافت واقعی اعمال گردید تا میزان یکنواختی SOBP تعیین شود. شکل ۳- الف مربوط به روش اسکن پرتو و شکل ۳- ب مربوط به روش انتقال دهنده برد می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که اختلاف بیشینه دوز در بافت واقعی نسبت به آب در روش اسکن پرتو از حدود ۱۵٪ تا ۳۱٪ و در روش انتقال دهنده برد از ۱۲٪ تا ۱۵٪ می‌باشد. اختلاف عمق‌قله براگ در فانتوم چشم در مقایسه با فانتوم آب در حدود ۰/۲mm است که در مقایسه با عدم قطعیت موجود در سیستم پروتون‌تراپی، قابل چشم‌پوشی است. به علاوه، اختلاف فاکتورهای وزنی به دست آمده با بافت واقعی نسبت به آب، در روش اسکن پرتو از حدود ۱٪ تا ۱۸٪ و در روش انتقال دهنده برد تا حدود ۷٪ می‌باشد. با توجه به این نتایج، میزان اختلاف وابسته به انرژی پروتون فرودی و روش‌کار رفته برای مدولاسیون پرتو است. هرچه انرژی کمتر باشد، دوز در فاصله کمتری نسبت به لبه چشم تخلیه شده و اختلاف نتایج دزیمتری بین بکارگیری دو فانتوم آب و چشم بیشتر می‌شود. استفاده از پروتون‌های پراانرژی‌تر در روش انتقال برد و همچنین گسترده شدن طیف انرژی باریکه پروتونی داخل چشم، منجر به پهن شدن قله براگ، و بنابراین کمتر شدن میزان اختلاف بین دو فانتوم چشم و آب می‌گردد. SOBP ساخته شده با استفاده از ضرایب وزنی تعیین شده در فانتوم آب و چشم نیز نشان می‌دهد که در صورت استفاده از فانتوم آب برای محاسبه ضرایب وزنی، نتایج دزیمتری در چشم که در عمل با استفاده از دوز



بیست و یکمین کنفرانس هشتاد و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

فانتوم چشم مشخص می‌شود، در روش اسکن پرتو دارای عدم قطعیت واضحی در انتهای SOBP خواهد شد؛ این در حالی است که عدم یکنواختی دوز در روش انتقال برد کمتر است. با توجه به آنکه به واسطه محدودیت‌های انتخاب انرژی باریکه پروتونی در محدوده 30 MeV ، در عمل از باریکه‌های پروتونی در محدوده انرژی 70 MeV و ستون آب استفاده می‌شود، تفاوت‌های مشاهده شده بین نتایج دزیمتری در فانتوم آب و تعریف کامل چشم قابل چشم‌پوشی است و برخلاف روش براکی‌تراپی در درمان تومورهای چشمی، استفاده از فانتوم ساده آب به نتایج قابل قبولی در پروتون‌تراپی منجر خواهد شد.

مراجع

- [1] Dieter Schardt, ThiloElsässer, Daniela Schulz-Ertner, Heavy-ion tumor therapy: Physical and radiobiological benefits, *Reviews of modern physics*, 82(1), 383-425, 2010.
- [2] Robert Wilson, "Radiological use of fast protons, *Radiology*, 47(11), 487-491, 1946.
- [3] BertilDamato, AndrzejKacperek, Mona Chopra, Ian R. Campbell, R. Douglas Errington, Proton beam radiotherapy of choroidal melanoma: the Liverpool-Clatterbridge experience, *Radiation Oncology BiolPhys*, 62(5), 1405-1411, 2005.
- [4] HaraldPaganetti, Series in Medical Physics and Biomedical Engineering: Proton Therapy Physics", CRC Press, Taylor & Francis Group, 130-141, 2012.
- [5] W.T. Chu, B.A. Ludewigt, T.R. Renner, Instrumentation for treatment of cancer using proton and light-ion beams, *Rev SciInstrum*, 64(8), 2055-121, 1993.
- [6] MarielleLesperance, M. Inglis-Whalen, R.M. Thomson, Model based dose calculations for COMS eye plaque brachytherapy using an anatomically realistic eye phantom, *Med phys*. 41, 021717, 2014.
- [7] Nicholas Koch , Wayne D. Newhauser, UweTitt, Dan Gombos, Kevin Coombes, George Starkschall, Monte Carlo calculations and measurements of absorbed dose per monitor unit for the treatment of uveal melanoma with proton therapy, *Phys Med Biol*, 53, 1581-1594, 2008.