

نشریه تابش و فناوری هسته‌ای، سال دوم، شماره 4، زمستان 1394

استفاده از کد مونت کارلوی فلوکا برای شبیه‌سازی توزیع دز پروتون برای فانتوم‌های آب و مغز

حامد میرزایی^{1*}، امیر موافقی²، علیرضا کمالی اصل³

¹ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه پرتوپزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

² استادیار، گروه پژوهش ایمنی و حفاظت پرتوی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران

³ دانشیار، گروه پرتوپزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

(تاریخ دریافت مقاله: 1394/06/29 - تاریخ پذیرش مقاله: 1394/08/14)

چکیده

در این مطالعه سیستم درمانی پروتون‌تراپی با استفاده از کدمونت کارلوی فلوکا به منظور تعیین توزیع دز پروتون در فانتوم‌های همگن و سی‌تی شبیه‌سازی شده است. تبدیل واحد هانسفیلد از تصاویر سی‌تی فانتوم به مجموعه اطلاعات لازم برای شبیه‌سازی مونت کارلو مبتنی بر رویکرد اشنایدر است. دهانک پروتون‌تراپی با استفاده از برنامه‌ی کامپیوتری NEU و کد مونت کارلوی فلوکا شبیه‌سازی شده است. توزیع دز عمقی و توزیع دز عمقی SOBP برای فانتوم همگن و فانتوم سی‌تی سر برای باریکه‌ی پروتونی 80 مگا الکترون ولت مورد مقایسه قرار گرفت. قله‌ی براگ فانتوم همگن و فانتوم سی‌تی سر به اندازه‌ی 6 میلیمتر باهم اختلاف داشتند. نتایج شبیه‌سازی نشان داد هرچند در اندازه میدان‌های بزرگ این اختلاف می‌تواند تاثیر ناچیزی در حجم درمان داشته باشد ولی در اندازه میدان‌های کوچک تأثیر چشمگیری در عمده‌ی حجم درمان دارد. لذا در برنامه‌های طراحی درمان در پروتون‌تراپی که محیط آبی در نظر گرفته می‌شود، نتایج برای اندازه میدان‌های کوچک دقت کمتری دارند. همچنین نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان داد که کد NEU یک ابزار قدرتمند در طراحی سیستم پراکندگی دوگانه که اساس سیستم‌های پروتون‌تراپی را شکل می‌دهند، است.

واژه‌های کلیدی: پروتون‌تراپی، فلوکا، کد NEU، پیک براگ، فانتوم سی‌تی

* دانشگاه شهید بهشتی، گروه پرتوپزشکی، تهران، ایران

پست الکترونیکی: hamed.mirzaiy1368@yahoo.com

1. مقدمه

استفاده از پروتون‌تراپی به عنوان روش درمانی مطلوب رادیوتراپی در سال‌های اخیر افزایش یافته است که این علاقه‌مندی از افزایش شمار بیماران که برای درمان خود از پروتون‌تراپی استفاده می‌کنند، مشهود است. پروتون‌تراپی عمدتاً برای درمان تومورهای ناهمگنی که در اندام‌های بحرانی بدن و بافت مغزی قرار گرفته‌اند پیشنهاد می‌شود [1]. قله‌ی براگ تیز پروتون، باریکه را مستقیماً به ساختارهای بحرانی متوجه می‌سازد که منجر به افزایش قابل انعطاف طراحی درمان با پروتون‌ها نسبت به سایر روش‌های درمان تابشی می‌شود. از آنجایی که تأثیر ناهمگنی‌های بافت روی پروتون‌ها بیشتر از فوتون‌ها است در محاسبات دز اعمال شده در ناحیه‌های ناهمگن این یکی از ویژگی‌های مهم پروتون‌هاست [2]. برخلاف فوتون‌ها که یک خطای میلیمتری در تعیین برد منجر به تغییر جزئی در دز می‌شود این عدم قطعیت در پروتون‌ها منجر به خطاهای بزرگتر در محاسبات دز می‌شود. این عدم قطعیت سبب می‌گردد در درمان با پروتون‌ها تعیین حاشیه‌های ایمنی پیامدهای شدیدی به نسبت درمان فوتون‌ها داشته باشد [3]. در پروتون‌تراپی تخمین نادرست برد باعث می‌شود بخشی از تومور به علت انتقال تیز دز در انتها، دزی دریافت نکند و دز خیلی بالاتری به بافت‌های سالم برسد. به همین دلیل به منظور استفاده‌ی کامل از مزیت‌های درمان با پروتون‌ها، برد باریکه‌های پروتونی در بیماران باید با دقت بالا در طراحی درمان پیش‌بینی شود. سیستم‌های طراحی درمان که در محاسبات دزیمتری از الگوریتم‌های تحلیلی استفاده می‌کنند برد را بر اساس عمق معادل آب طرح می‌کنند لذا ناهمگنی‌های نسبی که در عمق قله‌ی براگ اثر می‌گذارند را نادیده می‌گیرند. علاوه بر این چنین الگوریتم‌هایی برای هندسه‌های پیچیده و

تغییرات شدید چگالی حساسیت کمتری از خود نشان می‌دهند (فصل مشترک بین بافت و استخوان) لذا چنین الگوریتم‌هایی نمی‌توانند به‌طور دقیق اثر تنزل برد² ناشی از پراکندگی کولمبی در پروتون‌تراپی را پیش‌بینی کنند. کاستن این عدم اطمینان‌ها در تعیین برد منجر به کاهش حجم درمان و استفاده‌ی بهتر از مزیت‌های درمان با پروتون‌ها می‌شود. از طرفی به علت پدیده‌ی برد سرگردان هم‌هی پروتون‌ها با انرژی یکسان، برد یکسانی ندارند. بنابراین، برد برای باریکه‌ای از پروتون‌ها که منجر به تشکیل SOBP³ می‌شود، تعریف می‌شود. برد پروتون‌ها در مکانی که دز به ۸۰٪ مقدار اولیه‌اش کاهش می‌یابد تعریف می‌شود [4]. به‌منظور دستیابی به SOBP چرخ بایستی در طول فرآیند درمان بچرخد. عدم توانایی شبیه‌سازی هندسه‌های دینامیکی توسط کد مونت کارلوی فلوکا باعث می‌شود شبیه‌سازی چرخ عملاً با این کد امکان‌پذیر نباشد. در این مطالعه، با استفاده از کد NEU روشی برای تولید توزیع دز عمقی و دز SOBP به منظور حل مشکل دینامیکی کد فلوکا ارائه شده و اثر تغییرات شدید چگالی روی پهنای قله‌ی براگ پروتون‌ها در منحنی توزیع دز عمقی و منحنی توزیع دز SOBP برای فانتم آب و فانتم سر برای انرژی 80 مگاالکترون ولت مورد مطالعه قرار گرفته است. در این مطالعه، تمرکز روی حالت استاتیکی بدون حرکت ارگان محدود شده است.

2. مواد و روش

2.1. شبیه‌سازی دهانک پروتون‌تراپی با استفاده از کد

مونت کارلوی فلوکا

کد مونت کارلوی فلوکا یک کد چند منظوره برای ترابرد ذرات و محاسبه‌ی اندرکنش‌های آنها با ماده است که به طور

¹Range degradation²Spread Out Bragg Peak

گسترده در اعتبارسنجی و پیش بینی توزیع دز باریکه‌های پروتونی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این مطالعه، از نسخه‌ی کد FLUKA (2.0-2[R3194]) که در سال ۲۰۱۴ تهیه شده و در اختیار کاربران قرار گرفته، برای شبیه‌سازی ترابرد و برهم‌کنش پروتون‌ها در ماده استفاده شده است [5]. یکی از اجزای دهانک پروتون‌تراپی، چرخ مدولاسیون برد است که در طول فرایند درمان می‌چرخد. یکی از محدودیت‌های کدمونت کارلوی فلوکا عدم توانایی در شبیه‌سازی هندسه‌های دینامیکی است. در این مطالعه از روشی که بتواند نتایجی معادل شبیه‌سازی دینامیکی را فراهم کند، استفاده شده و با پردازش داده‌های خروجی نتایج مورد بررسی قرار گرفته است. در شبیه‌سازی دهانک، مدل مونت کارلوی سیستم شبیه‌سازی شده در مقایسه با دهانک درمان واقعی ساده‌تر شده است. مطابق تئوری پراکندگی چندگانه شار ذرات پس از اولین پراکنده‌ساز به طور یکنواخت در جهت عرضی پراکنده نمی‌شود. مطابق این نظریه بهترین حالت وقتی است که پراکنده‌ساز دوم به شکل توزیع گاوسی باشد تا ذرات مرکزی باریکه به منظور تولید شار یکنواخت عرضی بیشتر پراکنده شوند [6]. بدین منظور یکی از پارامترهای اساسی در شبیه‌سازی دهانک پروتون‌تراپی، توزیع انرژی باریکه فرودی بر روی هدف است. تغییرات این توزیع به طور مستقیم بر منحنی درصد دوز عمقی تأثیر می‌گذارد. در این تحقیق با توجه به تجارب گذشته از توزیع گوسی با $FWHM^4$ ثابت و برابر با 0.21% استفاده شد. یکی دیگر از پارامترهای باریکه فرودی، توزیع شعاعی باریکه است که در این شبیه‌سازی به صورت توزیع گوسی مدل‌سازی شده است. تنها پارامتر مورد نیاز $FWHM$ آن است که به روش سعی و خطا و از طریق مقایسه نتایج شبیه‌سازی و تجربی پروفایل‌های

عرضی در فانتوم آب انتخاب شده است. هندسه و مواد به کار رفته در سیستم پراکندگی دوگانه و چرخ مدولاسیون برد به منظور شبیه‌سازی با کد مونت کارلوی فلوکا از خروجی یک برنامه‌ی کامپیوتری مخصوص (NEU⁵) گرفته شده است. اساس این برنامه‌ی کامپیوتری مبتنی بر تئوری پراکندگی کولومبی چندگانه و توزیع دز عمقی قله‌های براگ تجربی است. این کد شامل چندین زیرمجموعه برای طراحی سیستم پراکندگی دوگانه دهانک پروتون‌تراپی است. کد NEU برای دریافت مشخصات مسئله از رویکرد ورودی- پردازش- خروجی استفاده می‌کند، به طوری که داده‌های دز اندازه‌گیری شده در فانتوم آب را به عنوان ورودی کد گرفته و با پردازش داده‌های ورودی توسط زیرمجموعه‌های کد NEU اقدام به شبیه‌سازی دهانک پروتون‌تراپی می‌کند. پارامترهای دیگر نظیر فاصله‌ی چشمه از سطح (SSD⁶) و اندازه‌ی میدان نیز در شبیه‌سازی فلوکا سازگار با طراحی NEU است [7]. سایر پارامترها نظیر کولیماتورها، تغییر دهنده‌های برد⁷ و جبران کننده‌ها⁸ با استفاده از این طراحی فراهم نمی‌شود و براساس آزمون و خطا بدست آمده‌اند. انرژی‌ای که برای این مطالعه انتخاب شد 80 مگاالکترون ولت و در جهت محور Z است. مواد و ترکیبات به کاررفته برای شبیه‌سازی دهانک پروتون‌تراپی در جدول زیر آمده‌اند. شکل 1 دهانک شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد.

⁴Nozzle Everything Upstream

⁵Source Surface Distance

⁶Range shifter

⁷compensators

⁴ Full Width at Half Maximum

برای تضمین درمان دقیق بدست آوردن رابطه‌ای بین واحدهای Hounsfield در CT و قدرت توقف پروتون‌ها در پروتون‌درمانی که ورودی اصلی سیستم‌های طراحی درمان را تشکیل می‌دهند ضروری است. برای گروهی از وکسل‌ها که از جنس واحدی باشند واژه‌ی عضو¹⁰ اطلاق می‌شود، کد FLUKA هر عضو را به منزله‌ی یک ناحیه در هندسه ترکیبی خود می‌شناسد و به طور خودکار به نواحی غیر مش‌بندی شده که در هندسه موجود هستند اضافه می‌کند و شماره‌ی جدیدی به آن‌ها اختصاص می‌دهد. در کد FLUKA مش‌های حاصل با استفاده از کارت VOXEL و زیرروال¹¹ writect.f انجام می‌گیرد، به این ترتیب که با استفاده از برنامه‌ی مذکور اطلاعات مربوط به هر مش پردازش شده و به قالب شناخته شده کد FLUKA برای هر وکسل ثبت می‌شود. در ادامه عدد ماده‌ای که به هر وکسل اختصاص می‌یابد چگالی هر وکسل را به دست می‌دهد. بدین ترتیب تصاویر CT مربوطه توسط نرم افزار فلوکا به چگالی‌های معادل عدد CT تبدیل گردیدند. خروجی این قسمت، این امکان را به ما می‌دهد که بتوانیم از ساختار وکسلی فانتوم در شبیه‌سازی استفاده کنیم. با داشتن تصاویر سی تی از هندسه‌ی سر، این فانتوم با استفاده از کد FLUKA شبیه‌سازی شد. هندسه‌ی حاصل همراه با هندسه‌های دیگر مساله به عنوان فایل ورودی کد انتخاب شده و نتایج توزیع دز عمقی مورد بررسی قرار گرفتند. ۱۰۰ میلیون ذره برای هر بار اجرای برنامه تنظیم شده است.

3. نتایج

شکل 1 شار پروتون‌ها در طول محور مرکزی داخل دهانک پروتون‌تراپی را نشان می‌دهد. در شکل 2 نتایج حاصل از

جدول 1: مواد و درصد کسر وزنی به کار رفته ترکیبات مختلف برای شبیه‌سازی نازل پروتون‌تراپی

چگالی ($\frac{g}{cm^3}$)	ترکیبات (درصد کسر وزنی یا درصد کسر اتمی)	مواد
11/35	Pb (100%)	Lead
1/2	H (5.5%): C (75.6%): O (18.9%)	Lexan
1/04	$(C_3H_5N)_2$; $(C_6H_6)_2$; $(C_8H_8)_2$	ABS resin
8/35	Cu (67%): Zn (33%)	Brass
7/86	Fe(100%), other ingredients are Omitted	Steel
0/001225	N (75.6%): O (23.1%): Ar (1.3%)	air
1/0	H2O	water

2.2. شبیه‌سازی فانتوم آب و فانتوم سر

فانتوم آب انتخاب شده به منظور مطالعه‌ی توزیع دز عمقی دارای ابعاد $10\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ است. اندازه هر سلول فانتوم آب در شبیه‌سازی $0/5\text{ cm} \times 0/5\text{ cm} \times 0/25\text{ cm}$ تنظیم شده است. Humanoid phantom یکی از ابزارهای بسیار کاربردی و مفید در طرح درمان پرتودرمانی است که بررسی دقیق توزیع دز را برای درمان بیماران و تضمین کیفیت سیستم‌های طرح درمان مقدور می‌سازد. فانتوم مورد استفاده در این مطالعه، فانتوم دزیمتری ATOM است که یک ابزار مهم برای بهبود کیفیت در پرتودرمانی است [8]. به منظور شبیه‌سازی دقیق فانتوم مغز، به تصاویر CT-Scan این فانتوم نیاز است. نتایج CT در قالب DICOM ثبت می‌شوند و فانتوم به صورت وکسل‌هایی با ابعاد میلیمتر مش‌بندی می‌شوند و برای هر مش یک HU^9 اختصاص می‌یابد که به آن عدد CT می‌گویند. به طور کلی هدف از CT-Scan وارد کردن غیریکنواختی موجود در بافت‌های بدن در طرح درمان است لذا

¹⁰ Organ

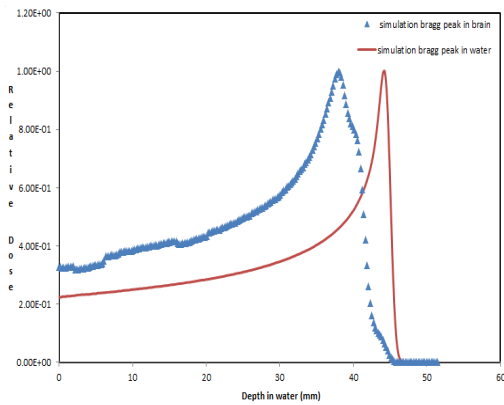
¹¹ Subroutine

⁸Hounsfield Unit

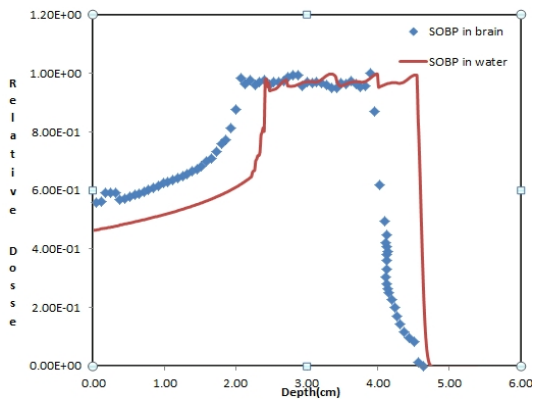
شبیه سازی با نتایج تجربی برای انرژی 80 مگا الکترون ولت در فانتوم آب مورد مقایسه قرار گرفته اند. شکل های 3 و 4 نتایج شبیه سازی دهانک پروتون تراپی و فانتوم سر را با استفاده از کد مونت کارلوی فلوکا نشان می دهند. منحنی های توزیع دز عمقی و توزیع دز عمقی SOBP برای فانتوم آب و مغز در شکل های 5 و 6 مورد مقایسه قرار گرفته اند.



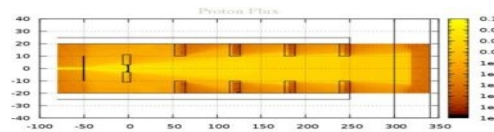
شکل 4. شبیه سازی فانتوم سر با کد مونت کارلوی فلوکا



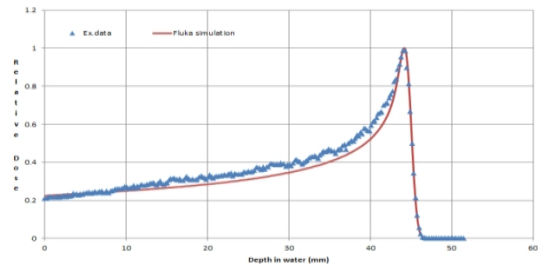
شکل 5. مقایسه درصد دز عمقی در فانتوم آب و مغز برای باریکه ی پروتونی 80 مگا الکترون ولت



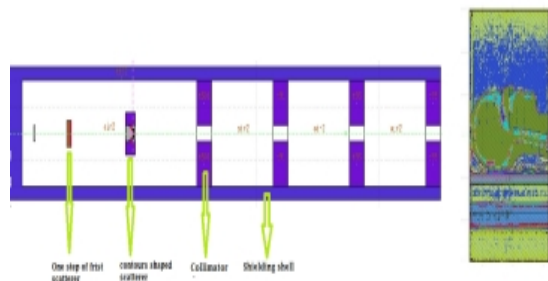
شکل 6. مقایسه ی SOBP 2 سانتیمتری حاصل از پروتون های با انرژی 80 مگا الکترون ولت برای فانتوم آب و مغز



شکل 1. شار پروتون ها در دهانک پروتون تراپی



شکل 2. مقایسه ی در صد دز عمقی حاصل از شبیه سازی (خط) و نتایج تجربی (مربع)



شکل 3. شبیه سازی دهانک پروتون تراپی با کد فلوکا

4. بحث

انرژی 80 مگاالکترون‌ولت کاهش می‌دهد که می‌تواند ناحیه‌ای کوچکی را در انتهای منحنی توزیع دز تحت تأثیر قرار دهد.

5. نتیجه‌گیری

در این مطالعه، با به کار بردن کد NEU و خروجی که از این کد گرفته شد مشکل شبیه‌سازی هندسه‌ی دینامیکی دهانک پروتون‌تراپی به منظور حصول SOBPs با استفاده از کد FLUKA حل گردید. مقایسه‌ی شبیه‌سازی‌ها با نتیجه تجربی نشان داد که کد NEU یک ابزار قدرتمند در طراحی سیستم پراکندگی دوگانه در پروتون‌تراپی است. سیستم‌های طراحی درمان که برای محاسبات دز از الگوریتم‌های تحلیلی استفاده می‌کنند، برد را بر اساس عمق معادل آب طرح می‌کنند لذا ناهمگنی‌های نسبی که در عمق قله‌ی براگ پروتونی تأثیر می‌گذارند را نادیده می‌گیرند. علاوه بر این چنین الگوریتم‌هایی برای هندسه‌های پیچیده و تغییرات شدید چگالی حساسیت کمی از خود نشان می‌دهند (مثلاً در فصل مشترک بین بافت و استخوان). لذا چنین الگوریتم‌هایی نمی‌توانند به‌طور دقیق اثر تنزل برد ناشی از پراکندگی کولمبی را در پروتون‌تراپی پیش‌بینی کنند. هرچند برای اندازه‌های بزرگ پراکندگی کولمبی ممکن است اثرات ناچیزی داشته باشد، ولی این اثرات برای اندازه‌های کوچک می‌توانند تأثیر چشمگیری در عمده‌ی حجم درمانی داشته باشد. لذا در برنامه‌های طراحی درمان که محیط آبی در نظر گرفته می‌شود، نتایج برای اندازه‌های کوچک دقت کمتری دارند. این عدم اطمینان‌ها در تعیین برد باعث ایجاد نیم‌سایه در ناحیه‌ی انتهایی می‌شوند که نهایتاً منجر به کاهش برد خواهد گردید. کاستن این عدم قطعیت‌ها در تعیین برد منجر به کاهش حجم درمان و استفاده‌ی بهتر از مزیت‌های درمان با پروتون‌ها می‌شود.

در شکل 2 علت اختلاف در مقادیر به‌دست‌آمده برای عمق قله‌ی براگ در شبیه‌سازی با کد FLUKA با نتایج تجربی را می‌توان به اختلاف در مشخصات باریکه‌ی شبیه‌سازی‌شده (اطلاعات کافی در مورد سطح مقطع باریکه وجود نداشت) ربط داد. دلیل دیگر می‌تواند ضخامت و جنس محفظه‌ای که آب در آن قرار دارد، باشد که در شبیه‌سازی لحاظ نشده است. برای انرژی 80 مگاالکترون‌ولت مقدار برد پروتون در آب 4/5 سانتیمتر است [9]. مقدار به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی کمی بیشتر از 4/5 سانتیمتر است، که موجه به نظر می‌رسد. شکل 4 نشان می‌دهد که در انرژی 80 مگاالکترون‌ولت برای فانتوم آب قله‌ی براگ در عمق 4/4 سانتیمتری و برای مغز پیک براگ در عمق 3/8 سانتیمتری اتفاق می‌افتد. این دو قله به‌اندازه‌ی 0/6 سانتیمتر باهم اختلاف دارند که ناشی از جذب بیشتر بافت مجامه در مغز و در نتیجه کوتاه شدن برد پروتون است. اختلاف در مکان سقوط 80% به 20% از مرتبه‌ی 0/5 سانتیمتر است. در مورد منحنی توزیع دز عمقی SOBPs 2 سانتیمتری یک تومور کروی در عمق 3/5 سانتیمتر در فانتوم آب و مغز در نظر گرفته شد. مشاهده گردید که برای فانتوم آب SOBPs 2 سانتیمتری تومور را به‌طور کامل پوشش داد ولی برای فانتوم مغز نتیجه‌ای متفاوت به دست آمد و به دلیل کوتاه شدن برد پروتون حدود 0/5 سانتیمتر از قسمت انتهایی تومور پوشش داده نشد. درحالی‌که در هندسه‌های همگن، اثر تنزل برد عمدتاً به علت پهن‌شدگی ناحیه‌ی انتهایی سقوط است، در هندسه‌های پیچیده این اثرات به‌سادگی قابل پیش‌بینی نیست. برای SOBPs که در مجامه نفوذ می‌کند طبق شبیه‌سازی که انجام دادیم این اثر در ناحیه‌ی انتهایی سقوط برد را تا حدود 0/5 سانتیمتر برای

مراجع

- [7] B. Gottschalk. NEU User Guide. Harvard University, Cambridge, 2006.
- [8] <http://www.cirsinc.com/ATOM>, Dosimetry Phantoms.
- [9] M. J. Berger, , J. S. Coursey, , M. A. Zucker, and J. Chang: Stopping Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions. NIST Physical Measurement, 2009. <<http://www.nist.gov/pml/data/star/index.cfm>> (20 December 2011).
- [1] H. Paganetti and T. Bortfeld, General Hospital, Proton Beam Radiotherapy- The State of the Art, Boston, MA, USA.
- [2] M.D onald, M .W. Fitzek, Proton Therapy: Curr Probl Cancer, 34 (4), 257-296, 2010.
- [3] J .Flanz, T. Bortfeld, FInstP, FAAPM: Evolution of Technology to Optimize the Delivery of Proton Therapy: The Third Generation, 2013.
- [4] W. E. Meyerhof, Elements of nuclear physics, New York: McGraw-Hill, 1967.
- [5] A. Ferrari, P .R. Sala, A. Fasso, J. Ranft, Fluka: a multi-particle transport code program, Organization euro penne pour la recherché nucl aire CERN european organization for nuclear research, Itlay, 2011.
- [6] W. Chu, B.Ludewigt, T.Renner, Instrumentation for treatment of cancer using proton and light-ion beams, Rev. Sci. Instrum., 64(8), 2055–2122, 1993.

FLUKA simulation of proton dose distribution in water and Brain phantoms

H. Mirzaei-Saatlou^{1*}, A. Movafeghi² and A. Kamali-Asl³

¹ M.Sc Student, Department of Radiation Medicine, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

² Assistant professor, Department of Nuclear Safety and Radiation Protection, Nuclear Science and Technology Research Institute of Atomic Energy Organization, Tehran, Iran

³ Associate professor, Department of Radiation Medicine, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

*Corresponding author E-mail: hamed.mirzaiy1368@yahoo.com

(Received: 2015/09/20 - Accepted: 2015/11/05)

ABSTRACT

In this study a dose simulation system was constructed based on the FLUKA Monte Carlo code to simulate proton dose distribution in homogeneous and CT phantoms. Conversion from Hounsfield unit of a patient CT image set to material information necessary for Monte Carlo simulation is based on Schneider's approach. We used the NEU codes package to design a nozzle of proton therapy system, and we used FLUKA to simulate the transport of protons in the nozzle and a water phantom. Depth dose and SOBP dose distributions for homogeneous and CT head Phantoms for a 80 MeV proton beams were compared. Bragg peak in homogeneous and CT head phantoms were different about 6 mm. The result showed while for large fields these might be local effects, for very small fields in the head region these effects can potentially affect the majority of the treatment volume. Therefore treatment planning programs in proton therapy that water environment is considered, the results are less accurate for small field sizes. Also the simulation results showed that NEU code is a powerful tool in the design of passive-double scattering systems that constitute the basis of Proton therapy nozzles.

Keywords: Proton therapy, FLUKA, NEU code, Bragg peak, CT phantom.