



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

## مقاله کنفرانسی



مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱، شماره ۴، زمستان (ویژه نامه) ۱۴۰۱، صفحه ۱۰۷-۱۱۲

ششمین کنفرانس سنجش و ایمنی پرتوهای یون ساز و غیر یون ساز (مرداد ماه ۱۴۰۰)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۷/۱۴، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۵/۰۹

# اندازه گیری نوترون های ثانویه تولید شده در پرتودرمانی با بیم پروتونی یک مطالعه شبیه سازی

احمد اسماعیلی ترشابلی\*

گروه مهندسی هسته ای، دانشکده علوم و فناوری های نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کرمان، ایران.

\*کرمان، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، دانشکده علوم و فناوری های نوین، گروه مهندسی هسته ای، کدپستی: ۷۶۳۱۸۱۸۳۵۶.

پست الکترونیکی: a.esmaili@kgut.ac.ir

## چکیده

در پرتودرمانی با بیم پروتونی در اثر برخورد پرتون ها با وسایل سر راه بیم که جهت مدولاسیون استفاده شده اند و همچنین با اتم های تشکیل دهنده بدن بیمار، ذرات ثانویه ای تولید می شوند که یکی از این آن ها نوترون است. تاکنون مطالعات زیادی روی اثر نوترون های تولید شده سر راه بیم در موضوع حفاظت در برابر اشعه و راه های محافظت بیمار انجام شده است ولی مطالعه روی نوترون های تولید شده داخل بدن محدود است. در این تحقیق در قالب یک ارزیابی کمی به بررسی حضور و شار نوترون های ثانویه ای پرداخته ایم که داخل بدن در حجم تومور و همچنین بافت اطراف آن تولید شده اند و عملاً امکان اندازه گیری و سنجش آن ها به صورت آزمایشگاهی و با استفاده از آشکارسازهای نوترونی غیرممکن است. برای انجام این تحقیق، از محیط شبیه سازی با استفاده از کد مونت کارلویی فلوکا استفاده شده است. یک تومور کروی با شعاع ۲/۵ سانتی متر در عمق مشخصی از یک فانتوم مکعبی معادل بافت نرم در نظر گرفته شده است. در این کار، بیم پروتونی به عنوان بیم درمانی مطابق با پارامترهای واقعی شبیه سازی شده است و توزیع دز ناشی از آن از یکنواختی مناسبی روی حجم تومور برخوردار است. شار نوترونی تولید شده در داخل حجم تومور که به بیرون از تومور رفته اند و همچنین نوترون های کل که از فانتوم به بیرون منتقل رفته اند، اندازه گیری شده اند که شار نوترون های عبوری از تومور بیشتر از شار عبوری از فانتوم به بیرون است. در کل، اتلاف انرژی نوترون های داخلی نسبت به پرتون ها به عنوان ذرات تشکیل دهنده اولیه بیم درمانی ناچیز و دلیل این امر پایین بودن عدد اتمی مؤثر فانتوم معادل بافت نرم بدن است.

کلیدواژگان: پرتودرمانی، بیم پروتونی، ذرات ثانویه، نوترون، اندازه گیری.

## ۱. مقدمه

شیمیایی با ایجاد سمیت در محیط سلول های سرطانی می گردد [۴-۲]. امروزه پرتودرمانی به عنوان یک روش درمانی مهم سهم بالایی در درمان و کنترل بیماری های سرطانی دارد. در قدیم عمدتاً از بیم فوتونی یا همان پرتوهای ایکس پرنرژی برای تابش به تومور استفاده می شد. امروزه و با پیشرفت های مهم در

امروزه از سه روش رایج جراحی، شیمی درمانی و پرتودرمانی برای درمان و کنترل سلول های سرطانی استفاده می شود [۱]. پرتودرمانی عبارت است از استفاده از تابش پرتوهای یونیزان پرنرژی به حجم تومور که منجر به کشته شدن سلول های سرطانی به دو صورت فیزیکی با شکستن زنجیره دی ان ای و

مدولاسیون منجر به ناپایداری آن‌ها و در نتیجه تولید ذرات ثانویه می‌شوند [۱۲-۱۰]. یکی از این ذرات نوترون است که به نوترون خارجی معروف است زیرا منشأ تولید آن خارج از بدن بیمار است. این موضوع از نقطه نظر حفاظتی امری مهم است که تاکنون کارهای تحقیقاتی زیادی روی اندازه‌گیری نوترون‌های خارجی شده است [۱۲]. لازم به ذکر است که در برخورد پروتون‌ها با بدن و اتلاف انرژی طبق منحنی براگ، برخی از پروتون‌ها با هسته اتم‌های تشکیل دهنده بدن نیز برخورد می‌کنند و منجر به ساطع شدن نوترون‌های داخلی می‌گردند. از آنجا که تحقیقات محدودی روی اندازه‌گیری این نوترون‌ها صورت گرفته است در این کار تحقیقاتی تمرکز اصلی روی این موضوع یعنی اندازه‌گیری نوترون‌های داخلی در پروتون تراپی<sup>۶</sup> با انرژی‌های مختلف است. لازم به ذکر است انجام این کار در حیطه دزیمتری داخلی است که به لحاظ عملی و با استفاده از آشکارسازهای آزمایشگاهی این اندازه‌گیری امکان پذیر نیست. بنابراین بررسی کمی نوترون‌های داخلی محدود به استفاده از محیط‌های شبیه سازی است که در این تحقیق از کد شبیه ساز مونت کارلویی فلوکا<sup>۷</sup> استفاده شده است [۱۴-۱۳]. لازم به ذکر است که پارامترهای بیم درمانی، محیط تحت تابش و تومور به‌عنوان هدف مطابق با شرایط واقعی شبیه سازی شده‌اند تا نتایج حاصل کم‌ترین خطا را داشته و نزدیکی خوبی با حالت کلینکی داشته باشد.

نتایج حاصل شامل شار ناشی از نوترون‌های داخلی درون تومور و بافت سالم است. فرایند محاسباتی مشابه در مورد بافت استخوانی نیز تکرار شده است. به‌منظور بررسی دقیق‌تر، شار نوترون‌های خارجی نیز محاسبه شده و نتایج با هم مقایسه گردیده است. این مقایسه نشان می‌دهد شار نوترون‌های داخلی

حوزه ماشین‌های شتاب‌دهنده، بیم‌های هادرونی<sup>۱</sup> منجر به درمان مؤثرتری می‌گردند. بیم پروتونی به‌عنوان اولین بیم درمانی هادرونی است که در بسیاری از مراکز پرتودرمانی و انکولوژی دنیا از آن استفاده می‌شود [۵]. پروتون‌ها به‌دلیل ماهیت فیزیکی برخورد ذرات هادرونی با ماده و نحوه اتلاف انرژی‌شان طبق منحنی براگ<sup>۲</sup> بسیار مورد توجه در پرتودرمانی می‌باشند [۶]. زیرا با استفاده از این بیم حداکثر دز به بافت تومور منتقل شده حال آن‌که بافت پستی تومور دز دریافت نمی‌کند و به بافت قسمت جلویی تومور دز کمی می‌رسد. به‌علاوه این‌که با استفاده از بیم پروتونی تعداد جلسات درمان بیمار بسیار کاهش می‌یابد و تومور در جلسات اندکی دز کافی را دریافت می‌کند. البته در کنار مزایای کلینیکی بسیار مهم پرتودرمانی با بیم پروتونی، ذکر این نکته ضروری است که برای داشتن این بیم به ماشین شتاب‌دهنده سینکروترون<sup>۳</sup> نیاز است که هزینه نصب و راه اندازی این ماشین بسیار بالاتر از سیستمی است که بیم فوتونی تولید می‌کند [۷].

در پرتودرمانی با بیم پروتونی، بیم خارج شده از شتاب‌دهنده ابتدا از نظر انرژی و شکل مدوله<sup>۴</sup> شده تا دز تجویز شده به‌طور سه‌بعدی و یکنواخت در جهات عرضی و عمقی به تومور برسد [۸]. این کار توسط ابزار مخصوصی صورت می‌گیرد که سر راه بیم بین پنجره خروجی شتاب‌دهنده و بدن بیمار قرار می‌گیرند و مهم‌ترین آن‌ها به سیستم پراکنده‌کننده دوگانه و ریج فیلتر<sup>۵</sup> معروفند که اولی از جنس لایه‌های بسیار نازک با عدد اتمی بالا و دومی از جنس پلاستیک می‌باشند [۹].

نکته مهمی که در این جا وجود دارد این است که ذرات پروتون در برخورد با هسته اتم‌های تشکیل‌دهنده وسایل

<sup>1</sup> Hadron beam

<sup>2</sup> Bragg Peak

<sup>3</sup> Synchrotron accelerator

<sup>4</sup> Modulation

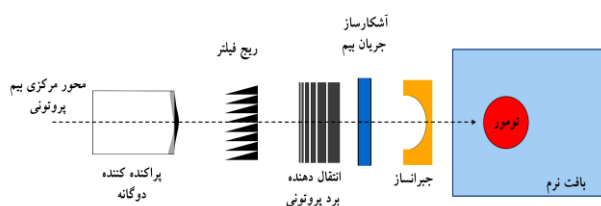
<sup>5</sup> Ridge filter

<sup>6</sup> Proton therapy

<sup>7</sup> FLUKA Monte Carlo Code

## ۲.۱. سیستم تحویل دز پاسیو<sup>۱</sup> در پروتون‌تراپی

در پرتودرمانی با بیم پروتونی، تحویل دز به تومور به دو روش پاسیو (غیرفعال) و اکتیو (فعال) صورت می‌گیرد تا دز تجویز شده به‌طور سه بعدی یکنواخت روی حجم هدف توزیع گردد. امروزه در بسیاری از مراکز درمانی از روش پاسیو استفاده می‌شود که در این روش ابزار و وسایل خاصی سر راه بیم بین خروجی شتاب‌دهنده و بدن بیمار قرار گرفته تا بیم درمانی از نظر انرژی و شکل فضایی ذرات پروتون یا توزیع مکانی آن‌ها بهبود یابد. این وسایل پاسیو که عمدتاً مصرف‌کننده انرژی نیستند عبارتند از شیفت دهنده برد پروتون‌ها، سیستم پراکنده‌کننده دوگانه؛ ریچ فیلتر. دو مورد آخر به ترتیب مسئول (۱) تولید یکنواختی فضایی بیم در راستای عمود بر محور مرکزی بیم (جانبی) و (۲) در راستای انتشار بیم هستند. چنانچه منحنی براگ بیم پروتونی در راستای انتشار آن به منحنی  $SOBP^2$  تبدیل شود این منحنی دارای یکنواختی خاصی در انتهای خود است که تومور را در راستای عمقی پوشش می‌دهد. شکل ۱ نحوه مدولاسیون بیم با وسایل پاسیو را به‌صورت شماتیک نشان می‌دهد. مطابق شکل سیستم پراکنده‌کننده دوگانه مسئول یکنواخت کردن توزیع مکانی پروتون‌ها در راستای جانبی و ریچ فیلتر منجر به تولید  $SOBP$  می‌گردد.



شکل (۱): مدولاسیون بیم به روش تحویل دز پاسیو.

در مقابل نوتون‌های خارجی ناچیز است و از نظر حفاظتی عمده نگرانی در خصوص نوترون‌های خارجی می‌باشد.

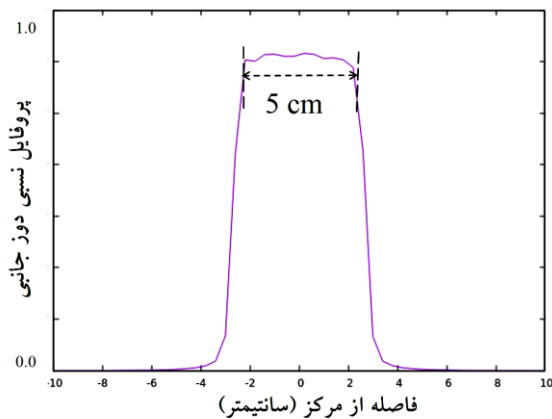
## ۲. روش انجام کار

برای انجام این کار از محیط شبیه‌سازی و با استفاده از کدهای مونت کارلویی استفاده شده است. کد مونت کارلویی تأیید شده‌ای که در این کار مورد استفاده قرار گرفته است FLUKA (نسخه ۲۰۱۱) می‌باشد که این کد در زمینه هادرون تراپی بسیار دقیق و توسعه یافته است. طراحی و توسعه این کد در دو مرکز CERN در سوئیس و مرکز INFN در ایتالیا صورت گرفته است. از کد مونت کارلویی فلوکا در محاسبات و بررسی تعاملات ذرات با ماده در طیف وسیعی از برنامه‌های کاربردی در حفاظ سازی در برابر پرتوها، شتاب‌دهنده‌های ذرات باردار سنگین، فعال‌سازی نوترونی، دزیمتری داخلی و خارجی، آشکارسازهای پرتوهای یونیزان، مطالعه روی اشعه‌های کیهانی، شبیه‌سازی پرتودرمانی و غیره استفاده گسترده می‌گردد. در این تحقیق، یک فانتوم مکعبی شکل معادل بافت نرم بدن شبیه سازی شده است که ابعاد آن  $20 \times 20 \times 20$  سانتی‌متر است. درون آن یک تومور کروی شکل با قطر ۵ سانتی‌متر در عمق ۱۱ تا ۱۶ سانتیمتری فانتوم در نظر گرفته شده است. تعریف بافت نرم بر اساس پارامترهای تعیین شده در ICRU Rep. No. ۳۷ است. چگالی بافت نرم شبیه سازی شده ۱ گرم بر سانتی‌متر مکعب و متشکل از چهار عنصر هیدروژن، کربن، نیتروژن و اکسیژن با درصد وزنی ۰.۱، ۰.۱۱، ۰.۰۲ و ۰.۷۷ هستند. در فرایند شبیه‌سازی تعداد ذرات پروتونی به عنوان بیم درمانی آنقدر بالا هست که خطای عدم قطعیت محاسبات در محدوده قابل قبول باشد.

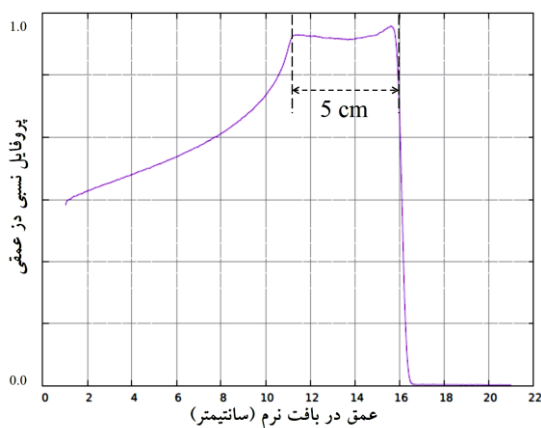
<sup>1</sup> Passive dose delivery system

<sup>2</sup> SOBP: Spread Out Bragg Peak

می‌دهند. اما تعدادی از ذرات پروتون، برخورد غیر کشسان با هسته اتم‌های تشکیل دهنده فانتوم داشته و منجر به ساطع شدن نوترون یا پروتونی از هسته ایزوتوپ تولید شده می‌شود. لازم به ذکر است سطح مقطع برخورد پروتون‌ها با عناصر تشکیل دهنده فانتوم بافت نرم در تولید رادیوایزوتوپ‌ها و انتشار نوترون‌ها مؤثر هستند. همان‌طور که در بخش قبلی گفته شد تمرکز اصلی در این تحقیق روی اندازه‌گیری نوترون‌های داخلی است درون بدن بیمار تولید شده و عملاً امکان اندازه‌گیری و سنجش آن‌ها به صورت آزمایشگاهی و با استفاده از آشکارسازهای نوترونی غیر ممکن است.



شکل (۲): پروفایل یک‌بعدی دز جانبی (عرضی).



شکل (۳): پروفایل یک‌بعدی دز عمقی مدوله شده (SOBP).

مطابق شکل سیستم پراکنده کننده دوگانه مسئول یکنواخت کردن توزیع مکانی پروتون‌ها در راستای جانبی و ریج فیلتر منجر به تولید SOBP می‌گردد. انتقال دهنده برد پروتونی نیز باعث تنظیم دز یکنواخت بالا روی حجم تومور می‌گردد و سیستم جبران‌ساز که معمولاً معادل بافت نرم است باعث حفاظت بافت‌های پستی تومور در برابر دز بالا است.

### ۳. نتایج

شکل‌های ۲، ۳ و ۴ پروفایل‌های توزیع دز ناشی از بیم درمانی پروتونی را در فانتوم معادل بافت نرم بدن به صورت یک بعدی و دو بعدی نشان می‌دهند. شکل یک پروفایل دز عرضی یا جانبی در راستای محور X است که در واقع نشان‌دهنده عرض بیم در این راستا است و دارای ۵ سانتی‌متر یکنواختی و مقداری نیم سایه است. لازم به ذکر است که نیم سایه‌ها توسط سیستم‌های محدود کننده بیم حذف می‌گردند تا دز اضافی در راستای عرض به بافت‌های سالم اطراف تومور نرسد. پروفایل عرضی بیم در راستای محور Y نیز مشابه شکل ۲ می‌باشد. شکل ۳ نشان دهنده پروفایل دز عمقی بیم در راستای محور Z (محور انتشار بیم) است. این توزیع دز عمقی مدوله شده منحنی براگ بوده و به منحنی SOBP با ناحیه یکنواختی ۵ سانتی‌متر معروف است که این یکنواختی توسط ریج فیلتر و با مدولاسیون انرژی پروتون‌ها صورت گرفته است. شکل ۴ توزیع دز عمقی در بافت نرم را به صورت دو بعدی نشان می‌دهد که ناحیه قرمز رنگ که از یکنواختی مناسبی برخوردار است نه ناحیه درمان معروف بوده و سرتاسر حجم تومور را پوشش می‌دهد.

همان‌طور که در هر سه شکل ۲ و ۳ و ۴ دیده می‌شود، توزیع دز روی حجم تومور از یکنواختی مناسبی برخوردار است. بعد از ورود پروتون‌ها با فانتوم معادل بافت نرم بدن، عمده آن‌ها انرژی خود را در فرایند یونیزاسیون از دست

مقایسه بین نوترون‌های داخلی و خارجی است که وارد هوا شده‌اند.

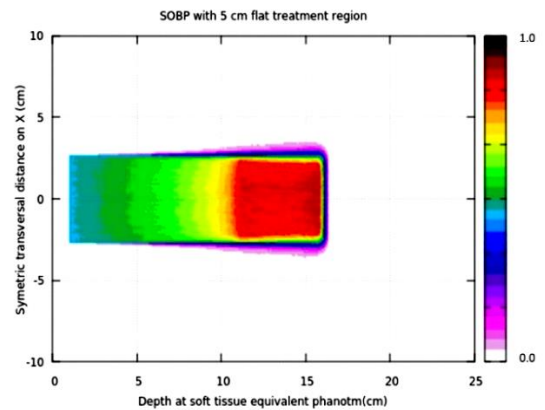
جدول (۱): مقایسه نوترون‌های داخلی و خارجی.

تعداد نوترون‌های عبوری در واحد سطح به ازای هر ذره پروتون فرودی (#/cm <sup>2</sup> .primary)	مرز نوترون‌های عبوری (نوترون خارجی) از وسایل مدولاسیون بیم به هوا
۰/۱۲	(نوترون داخلی) از فانتوم به هوا
۰/۰۰۰۰۱۱	

همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود سهم نوترون‌های تولید شده داخل فانتوم معادل بافت نرم بدن نسبت به نوترون‌های خارجی بسیار ناچیز است.

#### ۴. بحث و نتیجه‌گیری

در پرتودرمانی با بیم پروتونی یکی از چالش‌های مهم از نقطه نظر فیزیک بهداشت، حفاظت در برابر نوترون‌هایی است که در اتاق درمان تولید می‌شوند. یک منشأ تولید این نوترون‌ها برخورد ذرات پروتونی تشکیل دهنده بیم درمانی با هسته اتم‌های تشکیل دهنده وسایل سر راه بیم است. بر اثر این برخورد، هسته ناپایدار شده و یکی از راه‌های رسیدن به پایداری هسته، ساطع کردن نوترون است. لازم به ذکر است که این وسایل برای مدولاسیون و اندازه‌گیری جریان بیم استفاده می‌شوند (شکل ۱). قبلاً کارهای تحقیقاتی گسترده‌ای روی تولید نوترون‌های خارجی صورت گرفته است. یکی دیگر از منابع تولید نوترون برخورد پروتون‌ها با عناصر تشکیل دهنده بدن است هدف اصلی در این کار تحقیقاتی اندازه‌گیری کمی این نوترون‌ها و مقایسه آن‌ها با نوترون‌های خارجی بود. برای انجام این کار از محیط شبیه ساز فلوکا به عنوان ابزار اندازه‌گیری نوترون‌ها استفاده گردید. دو فانتوم بافت نرم بدن و بافت ساخت استخوانی برای این منظور شبیه سازی شده‌اند. همچنین در شبیه سازی بیم پروتونی از پارامترهای واقعی یک بیم درمانی استفاده گردید و بیم همانند موارد کلینیکی در



شکل (۴): پروفایل دوبعدی دز عمقی مدوله شده.

جدول ۱ شامل اندازه‌گیری‌های مربوط به شار ذرات نوترونی تولید شده در داخل حجم تومور کروی شکل می‌باشند که به بیرون از تومور رفته‌اند. همچنین نوترون‌های کل که از فانتوم معادل بافت نرم بدن به بیرون منتقل شده‌اند نیز در این جدول آمده است.

جدول (۱): شار نوترون‌های داخلی مرز تومور و بافت نرم (استخوان).

تعداد نوترون‌های عبوری در واحد سطح به ازای هر ذره پروتون فرودی در استخوان (#/cm <sup>2</sup> .primary)	تعداد نوترون‌های عبوری در واحد سطح به ازای هر ذره پروتون فرودی در بافت نرم (#/cm <sup>2</sup> .primary)	مرز نوترون‌های عبوری
۰/۰۰۱۴	۰/۰۰۰۶۳	از تومور به بافت سالم اطراف
۰/۰۰۰۰۱۳	۰/۰۰۰۰۱۱	از فانتوم به بیرون

همان‌طور که در جدول ۱ مشاهده می‌شود شار نوترون‌های داخلی تولید شده در بافت استخوانی بیش‌تر از نوترون‌های تولیدی در بافت نرم است. دلیل این امر پایین بودن عدد اتمی مؤثر فانتوم معادل بافت نرم بدن است.

به‌منظور مقایسه کمی نوترون‌های داخلی و خارجی، با شبیه‌سازی وسایل مدولاسیون سر راه بیم، شار نوترون‌های خارجی نیز محاسبه شده است. تعداد نوترون‌های خارجی ناشی از کل وسایل مدولاسیون، برابر با ۰/۱۲ در واحد سطح به ازای هر ذره پروتون فرودی در هوا است. جدول ۲ بیان‌گر

پاسیو به همراه وسایل لازم را نشان می‌دهد. با محاسبه نوترون‌های داخلی و خارجی و مقایسه آن‌ها با هم مشاهده گردید که سهم نوترون‌های داخلی تولید شده در فانتوم نسبت به نوترون‌های خارجی بسیار ناچیز است که دلیل این امر عدد اتمی بسیار بالای برخی از این وسایل مدولاسیون همانند پراکنده‌کننده است که از فلز سرب است. کارهای تحقیقاتی آتی شامل اندازه‌گیری انرژی نوترون‌ها و مطالعه روی سایر بیم‌های هادرونی درمانی مانند بیم یون کربنی با شبیه‌سازی مبتنی بر تصاویر توموگرافی بدن بیمار است.

راستای جانبی و عمقی مدوله گردید تا توزیع دز یکنواختی روی حجم تومور به‌طور سه بعدی صورت گیرد. لازم به ذکر است انجام عمل مدولاسیون در این تحقیق به گونه‌ای بود که یکنواختی مناسبی روی پروفایل‌های بیم پروتونی اعمال گردید که شکل‌های ۲، ۳ و ۴ مؤید این مطلب هستند. همان‌طور که در این شکل‌ها دیده می‌شود یکنواختی به اندازه ۵ سانتی‌متر که معادل ابعاد تومور است در همه جهات ایجاد گردید تا اندازه‌گیری نوترون‌های داخلی همانند آنچه در یک درمان واقعی صورت می‌گیرد، باشد.

در کنار محاسبه نوترون‌های داخلی، نوترون‌های خارجی نیز اندازه‌گیری شده‌اند که این کار با شبیه‌سازی وسایل مدولاسیون سر راه بیم انجام گرفت. شکل ۱ سیستم تحویل دز

## ۵. مراجع

1. R. L. Siegel, K. D. Miller, A. Jemal. Cancer statistics. *CA. Cancer J. Clin.* 70 (2020) 7-30.
2. A. Badey, A. Barateau, N. Delaby. Overview of adaptive radiotherapy in 2019: From implementation to clinical use. *Cancer Radiother.* 23 (2019) 581-591.
3. A. Webster, A. L. Appelt, G. Eminowicz. Image-Guided Radiotherapy for Pelvic Cancers: A Review of Current Evidence and Clinical Utilisation. *Clin. Oncol.* 32 (2020) 805-816.
4. S. Sampath. Treatment: Radiation Therapy. *Cancer Treat. Res.* 170 (2016) 105-118.
5. W. D. Newhauser, R. Zhang. The physics of proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 60 (2015) 155-209.
6. R. R. Wilson. Radiological use of fast protons. *Radiology.* 47 (1946) 487-91.
7. V. Verma, M. V. Mishra, M. P. Mehta. A systematic review of the cost and cost-effectiveness studies of proton radiotherapy. *Cancer.* 122 (2016) 1483-501.
8. M. Chuong, S. N. Badiyan, M. Yam, Z. Li, K. Langen, W. Regine, C. Morris, J. Snider III, M. Mehta, S. Huh, M. Rutenberg, R. C. Nichols. Pencil beam scanning versus passively scattered proton therapy for unresectable pancreatic cancer. *J. Gastrointest. Oncol.* 9 (4) (2018) 687-693.
9. G. Zhang, J. Wang, Y. Wang, H. Peng. Proton FLASH: passive scattering or pencil beam scanning?. *Phys. Med. Biol.* 66 (2021) 03NT01.
10. R. Hälgl, U. Schneider. Neutron dose and its measurement in proton therapy-current State of Knowledge. *Br. J. Radiol.* 93 (2020) 20190412.
11. U. Schneider, R. Hälgl. The Impact of Neutrons in Clinical Proton Therapy. *Front. Oncol.* 5 (2015) 235.
12. X. Yan, U. Titt, A. M. Koehler, W. D. Newhauser. Measurement of neutron dose equivalent to proton therapy patients outside of the proton radiation field. *Nucl. Instrum. Meth. A.* 476 (2002) 429-34.
13. A. Ferrari, P. R. Sala, A. Fassò, J. Ranft. FLUKA: a multi-particle transport code, CERN, 2005.
14. T. T. Böhlen, F. Cerutti, M. P. W. Chin, A. Fassò, A. Ferrari, P. G. Ortega, A. Mairani, P. R. Sala, G. Smirnov, V. Vlachoudis. The FLUKA code: developments and challenges for high energy and medical applications. *Nuc. data sheets* 120 (2014) 211-214.