

طراحی حفاظ به منظور کاهش آلودگی‌های فوتونوترونی در شتاب دهنده‌ی پزشکی ۲۰ Saturne

فریبا نادعلیان دستجردی^۱، دکتر داریوش شهبازی گهرویی^۲، دکتر محمدحسن علامت‌ساز^۳،
مصطفی خسروی^۴، میلاد برادران قهفرخی^۵

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: در شتاب دهنده‌های پزشکی مورد استفاده در پرتو درمانی، از برخورد فوتون‌های پر انرژی با اجزای شتاب دهنده‌ی نوترون استفاده می‌گردد. تولید این نوترون‌ها باعث دریافت دز اضافی توسط بیمار می‌شود. این مطالعه، با هدف بررسی تأثیر استفاده از حفاظ‌هایی با جنس‌ها و ابعاد متفاوت در شتاب دهنده‌ی پزشکی ۲۰ Saturne با انرژی ۱۸ MV در کاهش دز فوتونوترون‌ها، انجام شد.

روش‌ها: برای انجام شبیه‌سازی‌ها، از کدهای Monte Carlo شامل MCNP۴C (Monte Carlo N-particle code) و MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) استفاده شد. به منظور طراحی حفاظ، از سه ماده‌ی متفاوت پلکسی گلاس، پلی‌اتیلن و گرافیت استفاده شد. دز نوترون‌ها در طراحی‌های متفاوت حفاظ محاسبه شد و در نهایت با طراحی بدون حفاظ مقایسه گردید. در محاسبه‌ی دز، از عوامل تبدیل شار به دز (ICRP-۲۱) (International commission on radiological protection-۲۱) و (NCRP-۳۸) (National council on radiation protection and measurements-۳۸) استفاده شد.

یافته‌ها: به منظور اطمینان از صحت شبیه‌سازی‌ها، نتایج شبیه‌سازی با نتایج تجربی دزسنجی مقایسه و سازگاری خوبی مشاهده شد (کمتر از ۵ درصد تفاوت). استفاده از پلی‌اتیلن با ضخامت ۰/۵ cm در مقایسه با طراحی بدون حفاظ، به طور متوسط کاهش ۱۳ درصد را در پی داشت که با افزایش ضخامت تا ۲ و ۴ برابر، درصد کاهش‌ها به ۲۱ درصد و ۳۹ درصد رسید. با افزایش ضخامت پلکسی گلاس نیز درصد تغییرات از ۱۲ درصد به ۱۹ درصد رسید. استفاده از گرافیت، کاهش ۶ درصد را به دنبال داشت.

نتیجه‌گیری: استفاده از حفاظ در نزدیکی کولیماتورهای دستگاه شتاب دهنده، می‌تواند تأثیر به‌سزایی در کاهش دز نوترون‌ها داشته باشد. از بین سه ماده‌ی استفاده شده در این تحقیق، پلی‌اتیلن بالاترین درصد کاهش و گرافیت کمترین میزان کاهش‌ها را به خود اختصاص داد.

واژگان کلیدی: حفاظ پرتو، آلودگی‌های فوتونوترونی، شتاب دهنده‌ی پزشکی ۲۰ Saturne

ارجاع: نادعلیان دستجردی فریبا، شهبازی گهرویی داریوش، علامت‌ساز محمدحسن، خسروی مصطفی، برادران قهفرخی میلاد. طراحی حفاظ به منظور کاهش آلودگی‌های فوتونوترونی در شتاب دهنده‌ی پزشکی ۲۰ Saturne. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۳؛ ۳۲ (۳۰۰):

۱۴۴۳-۱۴۳۳

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک هسته‌ای، دانشکده‌ی فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، گروه فیزیک، دانشکده‌ی فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- کارشناس ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان و گروه علوم پایه، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نورآباد ممسنی، نورآباد ممسنی، ایران

۵- دانشجوی دکتری، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: shahbazi@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: دکتر داریوش شهبازی گهرویی

مقدمه

پرتو درمانی از پرکاربردترین روش‌های درمان سرطان می‌باشد. پرتو درمانی به درمان سرطان با استفاده از پرتوها می‌پردازد (۱-۳). با توجه به این که چشمه‌ی پرتوزا در چه فاصله‌ای از بدن بیمار قرار بگیرد، پرتو درمانی به دو بخش درمان از راه دور و درمان از راه نزدیک تقسیم می‌شود (۴). از جمله دستگاه‌هایی که در درمان از راه دور مورد استفاده قرار می‌گیرند، شتاب دهنده‌های پزشکی می‌باشند که در دو شیوه‌ی فوتونی و الکترونی کار می‌کنند (۵). فوتونها به دلیل اثر حفاظت پوست و عمق نفوذ بالا، در درمان تومورهای عمقی به کار می‌روند (۶). در شیوه‌ی فوتونی دستگاه، الکترون‌ها از طریق برخورد با یک هدف، در اثر پدیده‌ی تابش ترمزی، فوتون تولید می‌نمایند و این پرتو، توسط سایر اجزای شتاب دهنده، همسو و یکنواخت می‌شود و به بیمار منتقل می‌گردد. اگر فوتون تولید شده، انرژی کافی جهت نفوذ در هسته و جدا کردن یک نوکلئون را داشته باشد، واکنش فوتو هسته‌ای رخ می‌دهد (۵).

در شتاب دهنده‌ها، از برخورد فوتون‌ها و الکترون‌های پرانرژی با اجزای شتاب دهنده، نوترون تولید می‌شود. سطح مقطع برخورد برای واکنش الکترون به نوترون در حدود ۱۰ برابر کوچک‌تر از سطح مقطع برخورد برای واکنش فوتون و نوترون است (۷-۹). بنابراین تولید نوترون‌ها در حالت فوتونی از اهمیت بالاتری برخوردار است. به پدیده‌ی تولید نوترون‌ها در حالت فوتونی، فوتونوترون گفته می‌شود (۵).

لازم به ذکر است تولید این نوترون‌ها باعث دریافت دز اضافی توسط بیمار می‌شود. نوترون‌ها

دارای ضریب کیفیت پرتویی بالایی نسبت به پرتوهای فوتونی هستند. بنابراین دز پایی از آن‌ها نیز برای از بین بردن سلول‌ها کافی است (۱۱-۱۰). پس لازم است طراحی حفاظ‌های مناسب در کاهش دز نوترون‌ها مورد بررسی قرار گیرد (۱۳-۱۲).

نوترون‌هایی که با بدن انسان برخورد می‌کنند، از طریق برخوردهای کشسان و ناکشسان با هسته‌ها و از طریق تابش‌های ثانویه‌ای که به وسیله‌ی رادیو ایزوتوپ‌های تولید شده بعد از جذب نوترون‌ها گسیل می‌شود، به آن انرژی منتقل می‌کنند (۱۵-۱۴).

از دست دادن انرژی میانگین نوترون در هر برخورد با هیدروژن ۵۰ درصد انرژی نوترون فرودی است. این نسبت برای کربن و اکسیژن به ترتیب ۱۴ و ۱۱ درصد است. بنابراین به منظور کاهش دز نوترون‌ها، استفاده از حفاظ‌هایی که شامل عناصری مانند هیدروژن، کربن و اکسیژن می‌باشند، با استفاده از پدیده‌ی پراکندگی نوترون‌ها، در کاهش انرژی نوترون‌ها مفید خواهد بود (۱۸-۱۶). استفاده از پلی‌اتیلن (C_2H_4)، پلکسی گلاس ($C_5O_2H_8$) و گرافیت (C) در حفاظ‌سازی تابش‌های نوترونی بسیار پرکاربرد می‌باشد (۱۳-۱۲).

مطالعات زیادی در زمینه‌ی فوتونوترون‌ها انجام شده است. در سال ۱۹۸۴ گزارشی توسط NCRP انتشار یافت که در آن نحوه‌ی تولید فوتونوترون‌ها و ترابرد آن‌ها و نیز نحوه‌ی اندازه‌گیری دز این پرتوها بیان شد (۱۹). در تحقیقات قبلی، به طور معمول از شبیه‌سازی ساده‌ی هندسه‌ی سر دستگاه و تجهیزات مربوط استفاده شده است (۱۹).

همچنین اغلب این تحقیقات، بر روی شتاب دهنده‌های پر کاربرد در کشورهای توسعه یافته انجام

کدهای Monte Carlo شامل MCNPX و (Monte Carlo N-Particle eXtended) و MCNP۴C (Monte Carlo N-particle radiation transport computer code) استفاده شد (۲۰، ۴). مواردی که لازم بود در این تحقیق توسط کد MCNP Monte Carlo شبیه‌سازی شوند، شتاب دهنده‌ی خطی پزشکی Saturne ۲۰، فانتوم آب و حفاظ نوترون بودند.

شتاب دهنده‌ی Saturne ۲۰ یکی از شتاب دهنده‌های موجود در بیمارستان سیدالشهدا (ع) اصفهان بود. جدول ۱ و شکل ۱، پارامترهای دستگاه شتاب دهنده‌ی Saturne ۲۰ شامل ابعاد، شکل و موقعیت اجزای تشکیل دهنده‌ی آن و همچنین پارامترهای فیزیکی آن مثل چگالی و ترکیبات اجزا را نشان می‌دهند.

برای انجام شبیه‌سازی‌ها، پارامترهای هندسی این دستگاه شامل ابعاد، شکل و موقعیت اجزای تشکیل دهنده‌ی آن و همچنین پارامترهای فیزیکی مانند چگالی و ترکیبات اجزا مورد نیاز می‌باشد. تمامی این اطلاعات، از داده‌های کارخانه‌ی سازنده استخراج شد.

شده است. شتاب دهنده‌ی Saturne ۲۰ به دلیل ساختار الکترومکانیکی ساده و هزینه‌ی تعمیرات کم، در کشورهای توسعه یافته و به خصوص در ایران کاربرد بسیاری دارد (۵)؛ اما تا محدوده‌ی بررسی پژوهشگران این مطالعه، پژوهشی در زمینه‌ی طراحی حفاظ‌هایی با جنس‌ها و ابعاد متفاوت در شتاب دهنده‌ی پزشکی Saturne ۲۰ در انرژی ۱۸ MV در کاهش دز فوتونوترون‌ها انجام نشده بود. البته خسروی و همکاران تأثیر دز فوتونوترون‌های ناشی از شتاب دهنده‌ی Saturne بر دز دریافتی بیماران را بررسی کرده بودند (۵)، اما در آن مطالعه، طراحی حفاظ‌هایی با جنس‌ها و ابعاد متفاوت در انرژی ۱۸ MV برای کاهش دز فوتونوترون‌ها انجام نشده بود (۵).

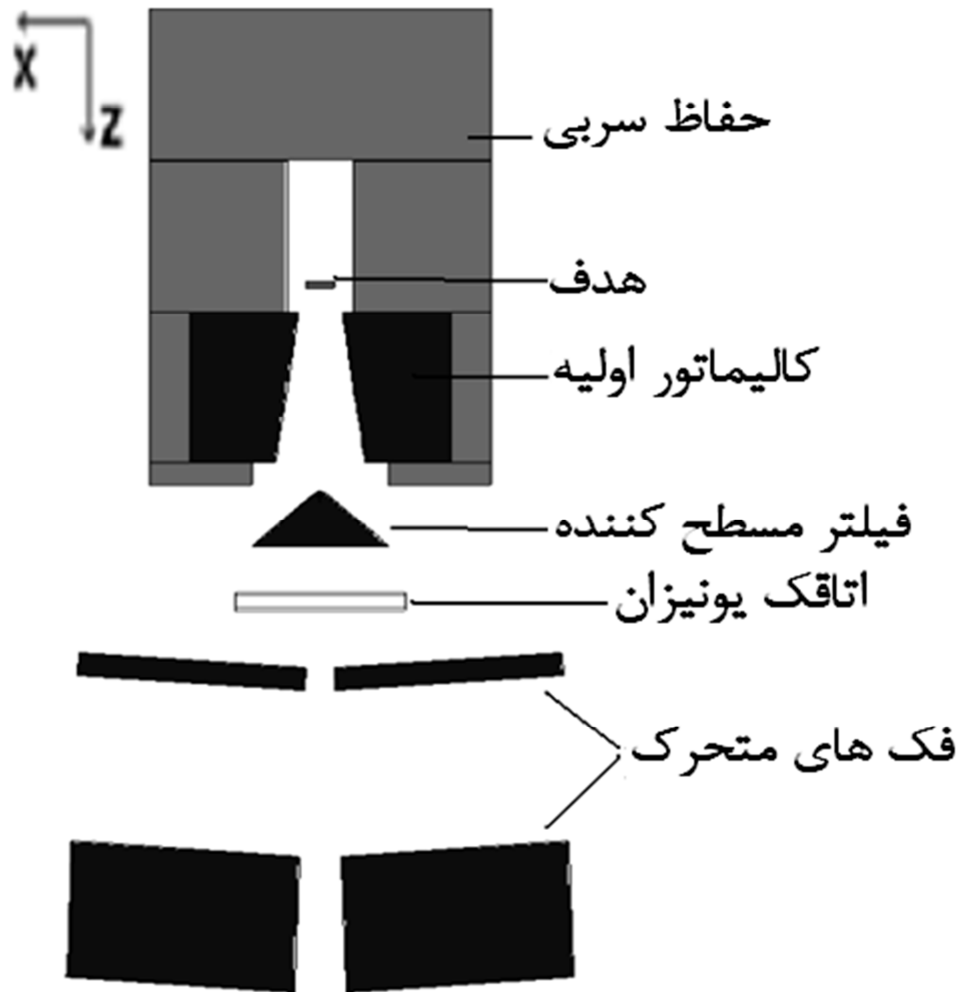
در تحقیق حاضر، تأثیر حفاظ‌های متفاوت در کاهش دز فوتونوترون‌ها در شتاب دهنده‌ی Saturne مورد بررسی قرار گرفت.

روش‌ها

در این تحقیق، از روش Monte Carlo به منظور شبیه‌سازی باریکه‌ی پرتو و به دست آوردن توزیع دز استفاده شد. برای انجام شبیه‌سازی‌ها، از

جدول ۱. پارامترهای دستگاه شتاب دهنده‌ی Saturne ۲۰

جزء	ابعاد داخلی (cm)		ابعاد خارجی (cm)	ارتفاع (cm)	شکل هندسی	
	داخلی	خارجی			داخلی	خارجی
حفاظ سربی	۸/۲۰ قطر	-	۱۰/۰۰ قطر	۳۴/۰۰	استوانه	استوانه
اتاقک یونساز	-	-	۱۴/۰۰ قطر	۰/۲۰	استوانه	استوانه
تارگت	۱/۰۰ قطر	-	۲/۷۷ قطر	۰/۶۰	استوانه	استوانه
کالیباتور اولیه	۴/۰۰ در بالا و ۸/۰۰ در پایین قطر	-	۲۳/۰۰ قطر	۱۰/۰۰	مخروط	استوانه
فیلتر مسطح کننده	-	-	۰/۲۰ در بالا و ۶/۰۰ در پایین	۲/۰۰	مخروط	مخروط
فک متحرک بالایی	-	-	۱۳/۰۰ پهنا و ۲۱/۰۰ طول	۲/۰۰	صفحه	صفحه
فک متحرک پایینی	-	-	۱۳/۰۰ پهنا و ۲۱/۰۰ طول	۱۱/۵۰	صفحه	صفحه

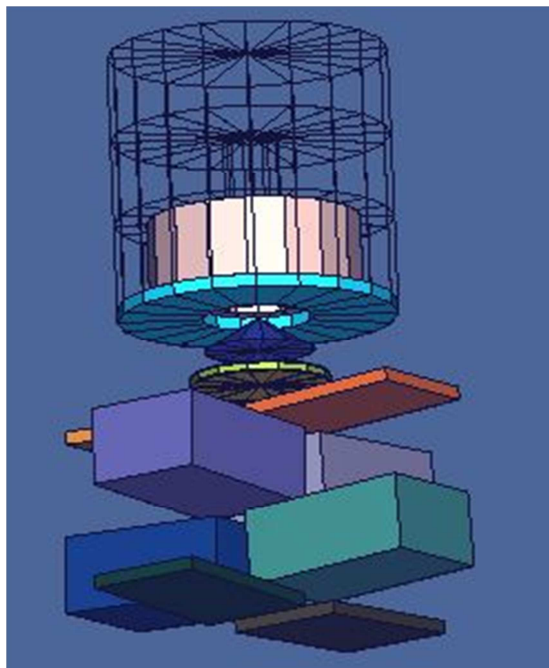


شکل ۱. نمای جانبی از سر دستگاه شتاب دهنده

در مرحله‌ی شبیه‌سازی حفاظ، تعدادی سلول در راستای عمق فانتوم و با فواصل متفاوت از هدف تعریف شد. سپس برای محاسبه‌ی توزیع دز در کد Monte Carlo، بدون آن که حفاظی در نزدیکی کولیماتور در نظر گرفته شود، تالی‌های F_4 روی این سلول‌ها تعریف شد و با استفاده از ضرایب تبدیل شار به دز، دز نوترون در فواصل متفاوت از هدف محاسبه شد. در محاسبه‌ی این دز، از عوامل تبدیل شار به دز نوترونی ۲۱-ICRP (۲۱-International commission on radiological protection) و

در مرحله‌ی بعد، یک فانتوم آب به ابعاد ۳۰ مقیاس سانتی‌متر مکعب و در فاصله‌ی ۱۰۰ cm از هدف، شبیه‌سازی شد. برای به دست آوردن نمودار دز عمقی، سلول‌هایی به ابعاد 0.5 cm^2 و در راستای محور عمق در فانتوم آب، مدل شد. با کمک این سلول‌ها که به عنوان دتکتور شبیه‌سازی عمل می‌کردند، منحنی‌های توزیع دز حاصل از شبیه‌سازی‌ها به دست آمد و با نتایج تجربی مقایسه شد. این کار، به منظور اطمینان از صحت شبیه‌سازی‌ها انجام گرفت (۲۱).

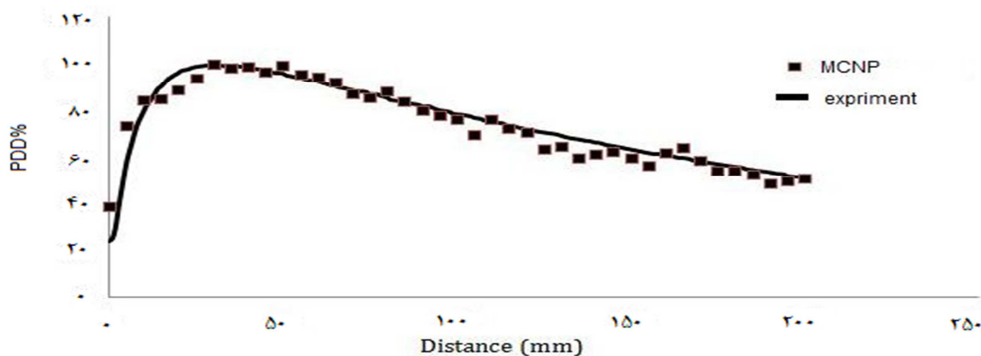
نشان می‌دهد.



شکل ۲. نمای سه بعدی اجزای سر شتاب دهنده‌ی ۲۰

MCNP، شبیه‌سازی شده با کمک کد MCNP (Monte Carlo N-particle code)

شکل ۳ مقایسه‌ی درصد دز عمقی در شبیه‌سازی‌های Monte Carlo و مقایسه‌ی آن با نتایج تجربی را نشان می‌دهد. در این شکل، نمودار دز عمقی برای انرژی ۱۸ MV، میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و $SSD = 100 \text{ cm}$ در فانتوم آب رسم شده است.



شکل ۳. مقایسه‌ی درصد دز عمقی در شبیه‌سازی‌های Monte Carlo و مقایسه‌ی آن با نتایج تجربی

National council on radiation (NCRP-۳۸) (۳۸- protection and measurements) استفاده شد (۲۰).

در ابتدا، یک حفاظ از جنس پلکسی گلاس با ضخامت 0.5 cm در نزدیکی کولیماتور شبیه‌سازی شد و دز نوترون‌ها در سلول‌های تعریف شده در راستای محور عمق، به دست آمد. در مرحله‌ی بعدی، در حالی که حفاظ در همان موقعیت قبلی قرار داشت، ضخامت حفاظ را بیشتر گردید و عمل شبیه‌سازی با تعداد ۲ میلیارد ذره انجام شد. در محاسبات Monte Carlo، تعداد 2×10^9 ذره ترابرد شد. با توجه به تعداد ذره‌ی ترابرد شده، زمان مورد نظر برای میزان‌سازی سر دستگاه، ۳۲۰ ساعت بود. با توجه به تعداد ذره‌ی ترابرد شده، عدم قطعیت شبیه‌سازی در حدود کمتر از ۱ درصد به دست آمد. در حالت دیگر، سعی شد موقعیت حفاظ نسبت به کولیماتور تغییر یابد؛ البته در حالی که ضخامت حفاظ ثابت می‌ماند. همین مراحل تغییر ضخامت و موقعیت برای پلی‌اتیلن و گرافیت تکرار شد.

یافته‌ها

شکل ۲ نمای سه بعدی از سر شتاب دهنده‌ی ۲۰ Saturne، شبیه‌سازی شده با کمک کد MCNP را

برای محاسبه دز فوتونوترون از عوامل تبدیل شار فوتون بـه دز نـوترون ۲۱-ICRP و ۳۸-NCRP استفاده شد. جدول ۲ بخشی از خروجی‌های برنامه در محاسبه‌ی دز فوتونوترون با استفاده از عوامل ۲۱-ICRP و ۳۸-NCRP را

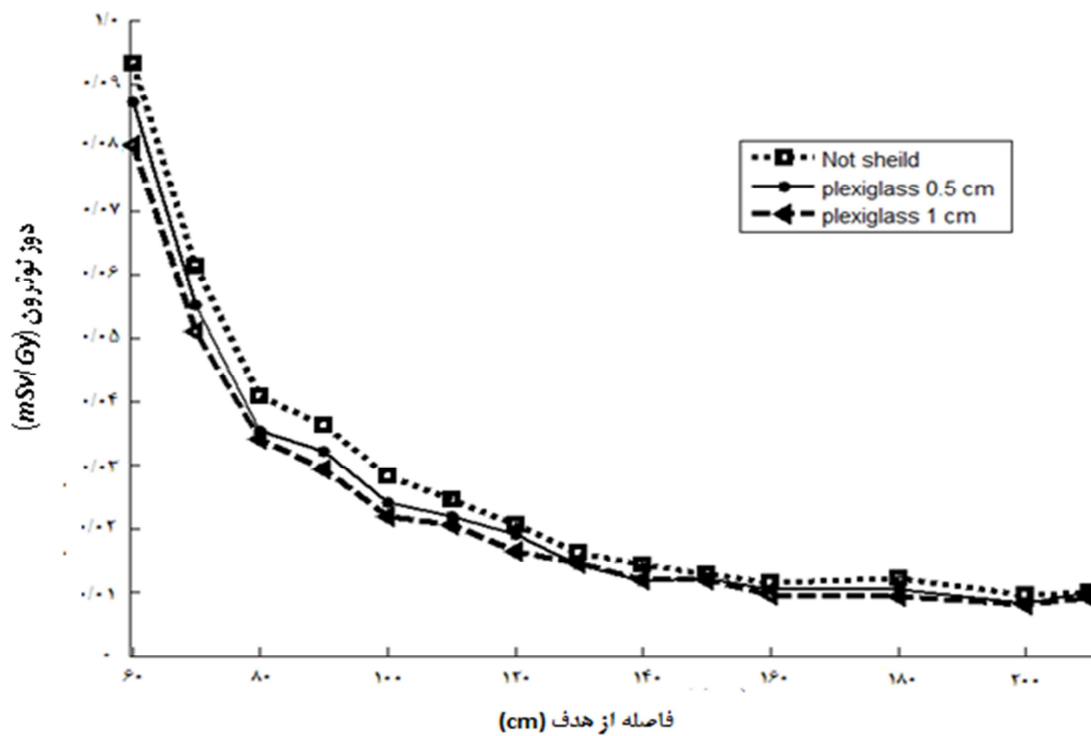
نشان می‌دهد.

شکل‌های ۴، ۵ و ۶، نتایج حاصل از محاسبه‌ی توزیع دز در فواصل مختلف از هدف به ترتیب برای حفاظ‌هایی از جنس پلکسی گلاس، پلی‌اتیلن و گرافیت را نشان می‌دهند.

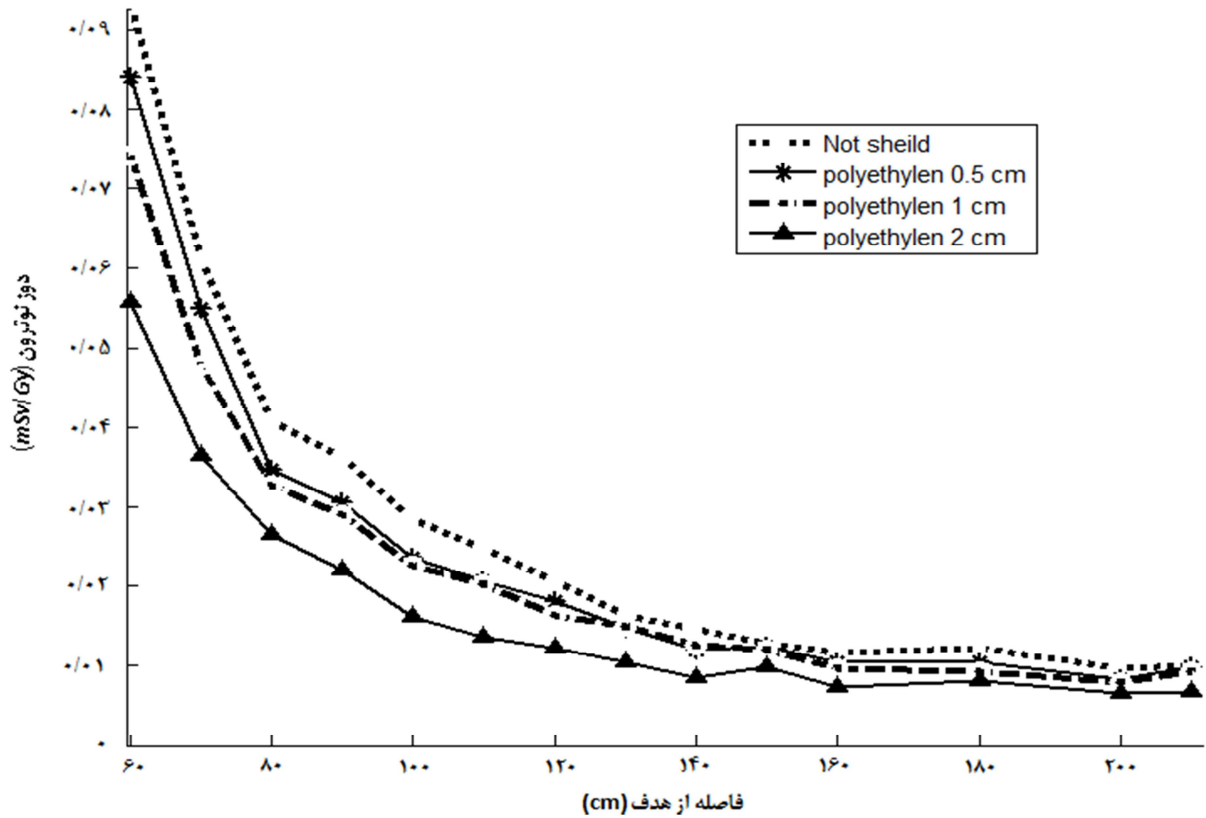
جدول ۲. خروجی‌های برنامه در محاسبه‌ی دز فوتونوترون با استفاده از عوامل ۲۱-ICRP و ۳۸-NCRP.

مقادیر محاسبه شده با	مقادیر محاسبه شده با	سلول	مقادیر محاسبه شده با	مقادیر محاسبه شده با	سلول
عامل	عامل		عامل	عامل	
NCRP-۳۸	ICRP-۲۱		ICRP-۲۱	NCRP-۳۸	
۱۲E-۱/۵۸۳	۱۲E-۱/۴۷۰	۸	۱۲E-۸/۳۹۶	۱۲E-۸/۶۸۳	۱
۱۲E-۱/۴۴۳	۱۲E-۱/۳۰۸	۹	۱۲E-۵/۵۱۰	۱۲E-۵/۷۷۱	۲
۱۲E-۱/۲۶۴	۱۲E-۱/۱۵۵	۱۰	۱۲E-۳/۶۷۶	۱۲E-۳/۸۴۹	۳
۱۲E-۱/۱۵۴	۱۲E-۱/۰۴۷	۱۱	۱۲E-۳/۲۶۹	۱۲E-۳/۴۰۶۴	۴
۱۲E-۱/۱۶۵	۱۲E-۱/۰۹۶	۱۲	۱۲E-۲/۵۵۸	۱۲E-۲/۶۲۵	۵
۱۳E-۹/۲۳۷	۱۳E-۸/۶۲۶	۱۳	۱۲E-۲/۲۲۳	۱۲E-۲/۳۴۸	۶
۱۳E-۹/۸۹۷	۱۳E-۹/۰۲۹	۱۴	۱۲E-۱/۸۶۴	۱۲E-۱/۹۵۵	۷

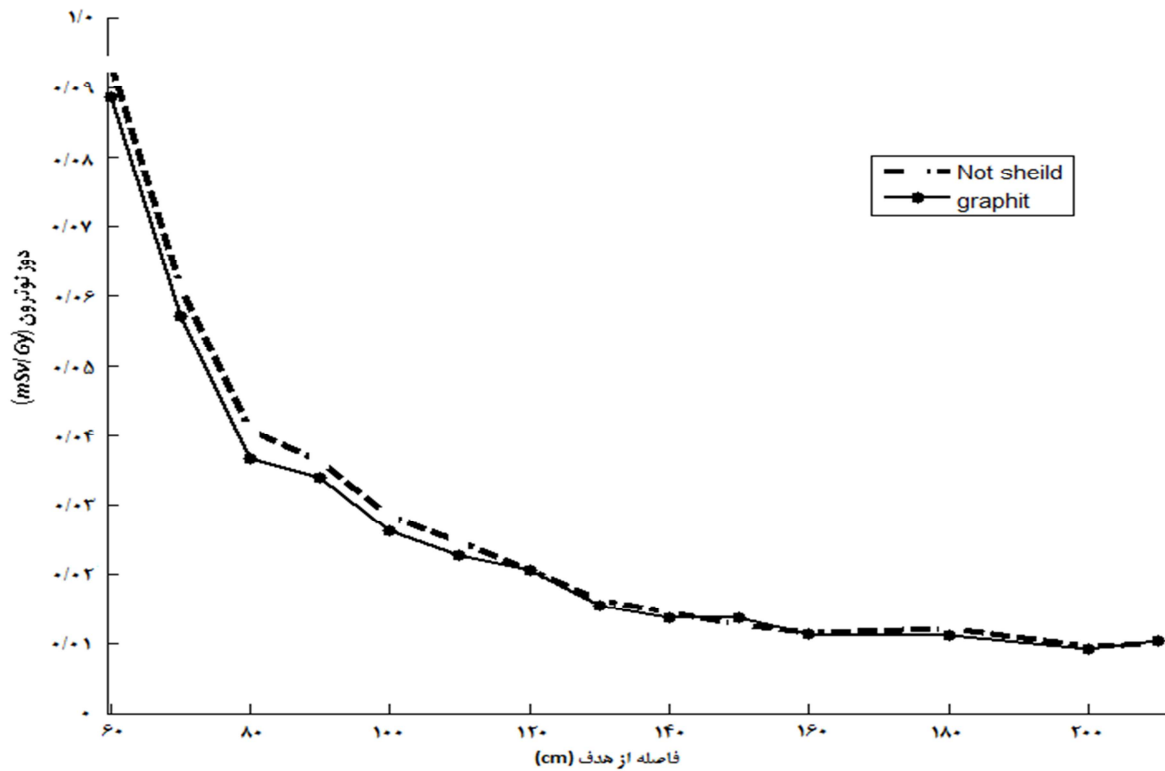
ICRP-۲۱: International commission on radiological protection-۲۱; NCRP-۳۸: National council on radiation protection and measurements ۳۸



شکل ۴. دز نوترون در فواصل متفاوت از هدف در حالت‌های بدون حفاظ و دارای حفاظ از جنس پلکسی گلاس در ابعاد متفاوت



شکل ۵. دز نوترون در فواصل متفاوت از هدف در حالت‌های بدون حفاظ و دارای حفاظ از جنس پلی اتیلن در ابعاد متفاوت



شکل ۶. دز نوترون در فواصل متفاوت از هدف در حالت‌های بدون حفاظ و دارای حفاظ از جنس گرافیت در ابعاد متفاوت

جدول ۳. مقایسه‌ی دز فوتونوترون در فاصله‌ی ۵۰ cm از مرکز میدان (mSv/Gy) برای حفاظ‌هایی از جنس‌های پلکسی گلاس، پلی اتیلن و گرافیت

جنس	گرافیت	پلی اتیلن	پلکسی گلاس	پلی اتیلن	پلکسی گلاس
ضخامت حفاظ (cm)	۰/۵	۱	۰/۵	۰/۵	۰/۵
فاصله‌ی حفاظ (cm)	۰/۵	۰/۵	۰/۵	۰/۲۵	۰/۲۵
مقادیر بدون حفاظ (mSv/Gy)	$0.2E-2/84$	$0.2E-2/84$	$0.2E-2/84$	$0.2E-2/84$	$0.2E-2/84$
مقادیر با حفاظ (mSv/Gy)	$0.2E-2/62$	$0.2E-1/61$	$0.2E-2/25$	$0.2E-2/35$	$0.2E-2/42$
درصد تغییرات	۷/۸	۴۳/۳۰	۲۰/۷۷	۱۷/۲۵	۱۶/۷۸

نتایج تجربی و شبیه‌سازی وجود داشت (شکل ۳). در واقع، در این مرحله اعتبارسنجی شبیه‌سازی Monte Carlo انجام شد.

در مرحله‌ی بعد، حفاظ‌هایی با ضخامت‌های مختلف و از جنس‌های پلکسی گلاس، پلی اتیلن و گرافیت در کد اعتبارسنجی شده‌ی سر دستگاه مدل شد. در این مرحله، دز فوتونوترون در حالت‌های بدون حفاظ و با حضور حفاظ‌های پیش‌گفته، محاسبه شد.

با توجه به شکل‌های ۴، ۵ و ۶ و نیز جدول ۳، می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از حفاظ‌ها، می‌تواند آلودگی‌های فوتونوترونی را تا حدود زیادی کاهش دهد. پلی اتیلن یک ماده‌ی مؤثر در کاهش دز نوترون‌ها محسوب می‌شود. استفاده از این حفاظ با ضخامت ۰/۵ cm، آلودگی‌های نوترونی را به طور متوسط تا حدود ۱۳ درصد کاهش داد. با افزایش ضخامت تا ۲ و ۴ برابر حالت قبل، درصد کاهش به ترتیب به ۲۱ و ۳۹ درصد رسید.

پلکسی گلاس و گرافیت نیز با ضخامت‌های مشابه با پلی اتیلن به عنوان حفاظ به کار گرفته شدند. از بین این مواد، گرافیت کمترین تأثیر را در کاهش دز نوترونی داشت. درصد تغییرات در این مورد به طور

جدول ۳ مقایسه‌ی دز فوتونوترون در فاصله‌ی ۵۰ cm از مرکز میدان (mSv/Gy) برای حفاظ‌هایی از جنس‌های پلکسی گلاس، پلی اتیلن و گرافیت را نشان می‌دهد.

بحث

در شتاب دهنده‌های خطی پزشکی، از برخورد فوتون‌ها و الکترون‌های پرانرژی با اجزای شتاب دهنده، نوترون تولید می‌شود. تولید این آلودگی‌های نوترونی، باعث دریافت دز اضافی توسط بیمار می‌گردد (۵). پس لازم است طراحی حفاظ‌های مناسب در کاهش دز نوترون‌ها مورد بررسی قرار بگیرد.

در این تحقیق، برای کاهش آلودگی‌های نوترونی شتاب دهنده‌ی پزشکی Saturne ۲۰ در انرژی ۱۸ MV، حفاظ‌هایی با جنس‌ها و ابعاد متفاوت طراحی شد. به عبارت دیگر، تأثیر حفاظ‌های متفاوت از جنس‌های پلکسی گلاس، پلی اتیلن و گرافیت در کاهش دز فوتونوترون‌ها در شتاب دهنده‌ی پزشکی Saturne ۲۰ مورد بررسی قرار گرفت.

در این راستا، ابتدا سر شتاب دهنده شبیه‌سازی شد و یافته‌ها با نتایج تجربی مقایسه گردید. نتایج نشان داد که تطابق خوبی (در حدود ۵ درصد) بین

بالاترین درصد کاهش و گرافیت کمترین میزان کاهش‌ها را به خود اختصاص داد.

تشکر و قدردانی

از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه صنعتی اصفهان و همه افرادی که در به انجام رساندن این طرح همکاری نمودند تشکر و قدردانی می‌شود.

متوسط به ۶ درصد رسید. با افزایش ضخامت پلکسی گلاس نیز درصد تغییرات از ۱۲ درصد به ۱۹ درصد رسید؛ اما با تغییر فاصله‌ی بین حفاظ و کولیماتورها، تأثیر چندانی در درصد تغییرات مشاهده نشد.

استفاده از حفاظ نوترونی در نزدیکی کولیماتورهای دستگاه شتاب دهنده، می‌تواند تأثیر به‌سزایی در کاهش دز نوترون‌ها داشته باشد. از بین سه ماده‌ی استفاده شده در این تحقیق، پلی‌اتیلن

References

1. Khan FM. The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2009.
2. Nikzad S, Hashemi B. MTT assay instead of the clonogenic assay in measuring the response of cells to ionizing radiation. *J Radiobiol* 2014; 1(1): 3-8.
3. Alavian-Ghavanini A, Bahaodini A, Salimi E. The effect of whole body gamma irradiation on nitric oxide pathway of rat's aorta. *J Radiobiol* 2014; 1(1): 9-13.
4. Mosleh-Shirazi MA, Hadad K, Faghihi R, Baradaran-Ghahfarokhi M, Naghshnezhad Z, Meigooni AS. EchoSeed Model 6733 Iodine-125 brachytherapy source: improved dosimetric characterization using the MCNP5 Monte Carlo code. *Med Phys* 2012; 39(8): 4653-9.
5. Khosravi M, Shahbazi-Gahrouei D, Jabbari K, Nasri-Nasrabadi M, Baradaran-Ghahfarokhi M, Siavashpour Z, et al. Photoneutron contamination from an 18 MV Saturne medical linear accelerator in the treatment room. *Radiat Prot Dosimetry* 2013; 156(3): 356-63.
6. Shokrani P, Baradaran-Ghahfarokhi M, Zadeh MK. A novel approach in electron beam radiation therapy of lips carcinoma: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2013; 40(4): 041720.
7. Alfuraih A, Chin MPW, Spyrou NM. Measurements of the photonuclear neutron yield of 15 MV medical linear accelerator. *J Radioanal Nucl Chem* 2008; 278(3): 681-4.
8. Ma A, Awotwi-Pratt J, Alghamdi A, Alfuraih A, Spyrou NM. Monte Carlo study of photoneutron production in the Varian Clinac 2100C linac. *J Radioanal Nucl Chem* 2008; 276(1): 119-23.
9. Rivera JC, Falcao RC, Dealmeida CE. The measurement of photoneutron dose in the vicinity of clinical linear accelerators. *Radiat Prot Dosimetry* 2008; 130(4): 403-9.
10. Shahbazi-Gahrouei D. Radiobiological modeling in radiation oncology. *J Radiobiol* 2014; 1(1): 17-8.
11. Baradaran-Ghahfarokhi M. Normal tissue complication probability modeling of radiation-induced bladder complications. *J Radiobiol* 2014; 1(1): 19-20.
12. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Protection against neutron radiation. Scientific Committee 4 on Heavy Particles. NCRP Report 38. Bethesda, MD: NCRP; 1971.
13. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Structural shielding design and evaluation for medical use of X-rays and gamma rays of energies up to 10 MeV. NCRP Report 49. Bethesda, MD: NCRP; 1976.
14. Facure A, Da Silva AX, Falcao RC. Monte Carlo simulation of scattered and thermal photoneutron fluences inside a radiotherapy room. *Radiat Prot Dosimetry* 2007; 123(1): 56-61.
15. Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. *Med Phys* 2007; 34(6): 2187-205.
16. Facure A, Falcao RC, Da Silva AX, Crispim VR. Neutron dose rate evaluation for medical linear accelerators. *Radiat Prot Dosimetry* 2004; 111(1): 101-3.
17. Howell RM, Ferenci MS, Hertel NE, Fullerton GD. Investigation of secondary neutron dose for 18 MV dynamic MLC IMRT delivery. *Med Phys* 2005; 32(3): 786-93.
18. Pena J, Franco L, Gomez F, Iglesias A, Pardo J, Pombar M. Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production. *Phys Med Biol* 2005; 50(24): 5921-33.
19. National Council on Radiation Protection (NCRP). Neutron contamination from medical

- linear accelerators. NCRP Report 79. Bethesda, MD: NCRP; 1984.
20. X-5 Monte Carlo Team. MCNP-a general Monte-Carlo n-particle transport code, Version 5, Volume I: overview and theory. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory; 2003.
21. Shahbazi-Gahrouei D, Baradaran-Ghahfarokhi M. Assessment of entrance surface dose and health risk from common radiology examinations in Iran. Radiat Prot Dosimetry 2013; 154(3): 308-13.

Photoneutron Shielding Design for an 18 MV Saturne 20 Medical Linear Accelerator

Fariba Nadealian-Dastjerdi¹, Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD²,
Mohammad Hassan Alamatsaz PhD³, Mostafa Khosravi MSc,
Milad Baradaran-Ghahfarokhi MSc⁴

Original Article

Abstract

Background: Photoneutrons are produced by high energy photons and electrons interaction with various high-Z nuclei of the materials in the linac head components. These neutrons cause a patient to receive an extra absorbed dose. In this research, we investigated the effect of shielding with various materials and different thicknesses at different distances from the linac collimator to reduce the neutron dose from an 18 MV Saturne 20 medical linear accelerator.

Methods: Monte Carlo codes namely, Monte Carlo N-Particle eXtended (MCNPX) and Monte Carlo N-particle code (MCNP4C) were used for the simulations. A photoneutron shielding was modeled in the Monte Carlo codes using plexiglass, polyethylene and graphite materials. Photoneutron dose was calculated at the presence of these shields and was compared with that which was at the presence of no shields. Neutron flux to dose rate conversion factors of International commission on radiological protection-21 (ICRP-21) and National council on radiation protection and measurements-38 (NCRP-38) were used for the calculations.

Findings: There was a good agreement (less than 5% discrepancy) between the simulations and experimental measurements. Using a polyethylene shield, photoneutron dose was decreased by up to 13%, compared to no shield. for plexiglas and graphite, decrease in photoneutron dose was 12% and 6%, respectively.

Conclusion: Photoneutron shielding using plexiglass, polyethylene and graphite materials can be effective to reduce the Saturne 20 neutron dose. Among the used materials for neutron shielding, polyethylene showed the maximum reduction and graphite gives the lowest reduction of photoneutron dose.

Keywords: Shielding design, Photoneutron dose, Saturne 20 medical linear accelerator

Citation: Nadealian-Dastjerdi F, Shahbazi-Gahrouei D, Alamatsaz MH, Baradaran-Ghahfarokhi M. **Photoneutron Shielding Design for an 18 MV Saturne 20 medical linear accelerator.** J Isfahan Med Sch 2014; 32(300): 1433-43

1- MSc Student, Department of Physics, School of Physics, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

2- Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Assistant Professor, Department of Physics, School of Physics, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

4- Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan AND Department of Basic Sciences, Islamic Azad University, Noor Abad Mamasani Branch, Noor Abad Mamasani, Iran

5- PhD student, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Corresponding Author: Daryoush Shahbazi-Gahrouei PhD, Email: shahbazi@med.mui.ac.ir