



بررسی اثر پروتز مفصل ران بر توزیع دز شتابدهنده خطی 15 MV با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو

نجمه محمدی

دانشگاه صنعتی سهند تبریز، دانشکده علوم پایه مهندسی، گروه فیزیک

چکیده:

پروتزهای مفصل ران، متشکل از عناصر با عدد اتمی بالا، موجب ناهمگنی در بافت تحت پرتو درمانی می‌گردند. در این مطالعه اثر ۴ نوع پروتز مختلف بر روی توزیع دز ناشی از شتابدهنده خطی پر انرژی Siemens Primus 15 MV بررسی شده است. برای این منظور، سر شتابدهنده و پروتز با استفاده از کد مونت کارلوی MCNPX2.6 شبیه‌سازی شده است. نتایج نشان دادند که مقدار دز عمقی در نزدیکی پروتز افزایش یافته و سپس در داخل و پس از آن کاهش می‌یابد. میزان افزایش و کاهش دز نیز به چگالی پروتز وابسته است. هم چنین محاسبات نشان دادند که وجود پروتز اثری بر تولید نوترون اضافه ندارد اما موجب فعال شدن برخی هسته‌های سنگین موجود در پروتز می‌گردد.

کلیدواژه‌ها: شتابدهنده خطی پر انرژی، توزیع دز، پروتز، مونت کارلو

Evaluation of hip prostheses effect on dose distribution of 15 MV linac: A Monte Carlo study

Najmeh Mohammadi

1. Physics Department, Science Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

Abstract

Hip prostheses, consisting of elements with a high atomic number, cause heterogeneity in the tissue undergoing radiation therapy. In this study, the effect of 4 different types of prostheses on the dose distribution of the high-energy linear accelerator (linac) of Siemens Primus 15 MV was investigated. For this purpose, the linac head and prosthesis were simulated using the MCNPX2.6 code. The results showed that the amount of depth dose near the prostheses increased and then decreased inside and after it. The rate of dose increment and reduction are depended on the prosthesis density. Calculations also show that the presence of a prostheses has inappreciable effect on neutron production but cause to heavy nuclide activation.

Keywords: High Energy Linear accelerator, Dose distribution, prostheses, Monte Carlo

Email: n_mohammadi@sut.ac.ir

۱. مقدمه

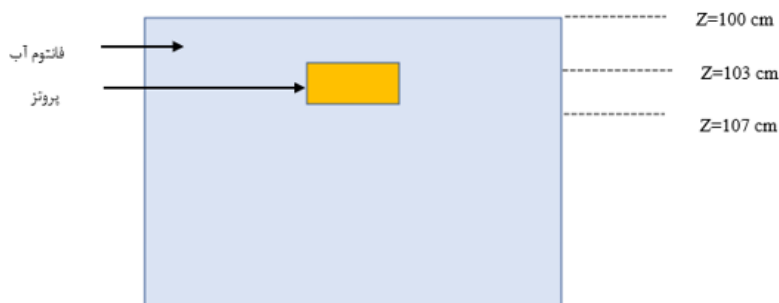
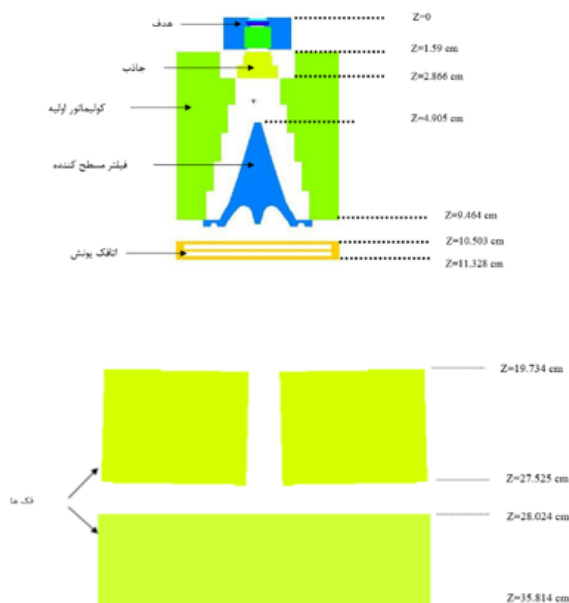
طبق گزارشات منتشر شده تعداد بیماران تحت پرتو درمانی در ناحیه لگن با شتابدهنده‌های خطی پرتو درمانی که دارای پروتز مفصل ران می‌باشند، رو به افزایش است. پروتزهای مورد استفاده معمولاً از فلزات با عدد اتمی بالا مانند تیتانیوم یا آلیاژ کروم-نیکل ساخته شده‌اند. وجود این پروتزهای با چگالی بالا موجب نا همگنی در ناحیه تحت پرتو درمانی می‌گردند [۱ و ۲]. برهم کنش و پراکندگی فوتون‌ها با عناصر با عدد اتمی بالا سبب کاهش عمق نفوذ پرتو در داخل بافت می‌شود و موجب آلودگی الکترونی در مرز بین بافت بدن و پروتز خواهد شد. به طور کلی اثر این نا همگنی به نوع مواد تشکیل دهنده پروتز و محل قرارگیری در بافت وابسته است. در حالی که اثر این نا همگنی در نرم افزارهای طراحی درمان برای محاسبه دز رسیده به هدف در نظر گرفته نشده است. در نتیجه طرح درمان تجویز شده دارای عدم قطعیت می‌باشد. هر چند توصیه می‌شود که ناحیه پرتو دهی شامل پروتز نباشد اما در برخی موارد، به خصوص در پرتو دهی های جانبی، این امر اجتناب ناپذیر است [۳]. بنابراین، ضروری است تا اثر این نا همگنی به طور دقیق در طراحی درمان لحاظ گردد. استفاده از کدهای محاسباتی شناخته شده همانند مونت کارلو برای برای تراپرد پرتو و بررسی اثر پروتز روشی مناسب برای تعیین توزیع دز در حضور پروتز می‌باشد. در مطالعات مختلفی اثر انواع محدودی از پروتزها برای شتابدهنده‌های با ولتاژ مختلف بررسی و اثر پروتز بر توزیع دز فوتون و الکترون محاسبه شده است [۴-۶]. در این پژوهش، با استفاده از کد MCNPX2.6، سر شتابدهنده خطی مدل Siemens Primus 15MV شبیه‌سازی شده و اثر ۴ نوع مختلف از پروتزهای رایج مورد استفاده بر توزیع دز بررسی شده است. علاوه بر این، اثر وجود پروتز بر توزیع انرژی نوترون‌ها در ناحیه تحت درمان نیز مورد بررسی قرار گرفته است.

۲. روش کار

اجزای اصلی سر شتابدهنده خطی با استفاده از کد MCNPX2.6 شبیه‌سازی شده است [۷]. این اجزا شامل هدف، جاذب، کولیماتور اولیه، فیلتر مسطح کننده، اتاقک یونش، و کولیماتورهای ثانویه (فک‌ها) می‌باشد. اجزای مذکور به ترتیب از جنس طلا، آلومینیوم، تنگستن، فولاد ضد زنگ، اکسید آلومینیوم، و تنگستن ساخته شده‌اند. مدل شبیه‌سازی شده در مطالعه قبلی تایید و اعتبار سنجی شده است [۸]. با توجه به اینکه هندسه دقیق پروتز تاثیر چندانی بر نحوه توزیع دز ندارد، در این مطالعه پروتز به طور ساده‌ای مدل‌سازی شده است [۹]. برای این منظور، پروتز به صورت یک استوانه با شعاع ۲ cm (حداکثر شعاع رایج مورد استفاده) و ارتفاع ۶ cm در عمق ۵ cm از فانتوم آب با ابعاد $50 \times 50 \times 50$ cm³ شبیه‌سازی شده است. عناصر تشکیل دهنده و چگالی ۴ نوع پروتز استفاده شده در جدول ۱ آورده شده است [۱۰]. فانتوم آب به همراه پروتز، تحت میدان تابشی 10×10 cm² قرار داده شد. برای محاسبه توزیع دز کل ناشی از فوتون و الکترون از مش تالی نوع ۳ استفاده شده است. توزیع دز عمقی در سلول‌هایی با ابعاد ۱ mm × ۱ cm × ۱ cm و منحنی پروفایل دز در سلول‌هایی با ابعاد ۱ cm × ۱ cm × ۱ cm محاسبه شده است. خطای نسبی محاسبات توزیع دز فوتون و الکترون کمتر از ۳٪ است. نمایی از سر شتابدهنده و مکان پروتز در شکل ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱. چگالی و عناصر تشکیل دهنده پروتزهای شبیه‌سازی شده [۱۰]

پروتز	عناصر تشکیل دهنده	چگالی (gr/cm ³)
Co-Cr-Mo آلیاژ	Co-Cr-Mo-Mn-Si-Fe-Ni-C	۸٫۲
فولاد ضد زنگ	Fe-Cr-Ni-Mn-Mo-Si-N	۶٫۴۵
آلیاژ Ti	Ti-Al-V-Fe-O-C-N	۴٫۴۸
Ti	Ti	۴٫۵۰۶

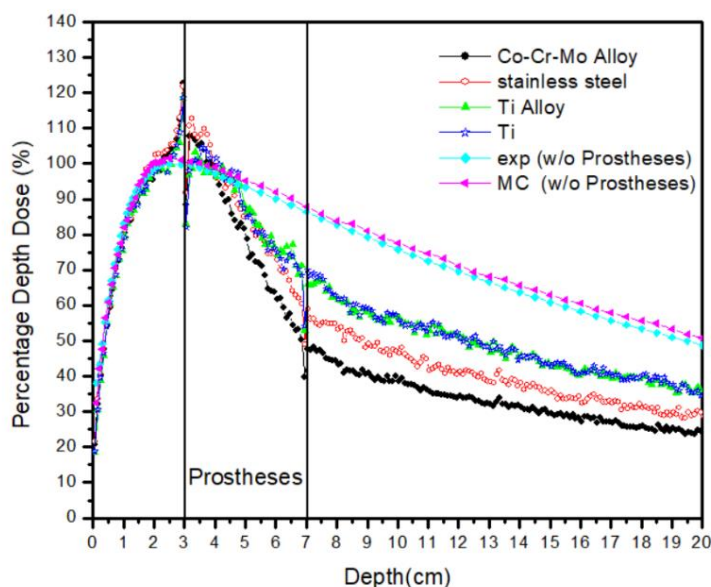


شکل ۱. نمایی از شبیه‌سازی سر شتابدهنده و مکان پروتز

۳. نتایج

توزیع دز عمقی فوتون و الکترون در فانتوم آب با حضور ۴ نوع مختلف پروتز در شکل ۲ نشان داده شده است. همچنین توزیع دز محاسباتی و اندازه‌گیری شده، در حالتی که پروتز وجود نداشته باشد، برای تایید صحت شبیه‌سازی نیز نمایش داده شده است. مقادیر اندازه‌گیری شده با استفاده از اتاقک یونش PTW Semiflex 31010 بدست آمده است. محاسبات نشان می‌دهد که دز عمقی قبل از پروتز افزایش می‌یابد. زیرا پس پراکندگی الکترون و فوتون از سطح فلزات با چگالی بالا افزایش یافته و در نتیجه مقدار دز قبل از ورود به پروتز نسبت به حالتی که پروتز وجود ندارد، افزایش یافته است. این میزان افزایش به چگالی پروتز وابسته است. به طوری که میزان افزایش نسبی دز نسبت به حالت بدون پروتز، برای پروتزی‌های از جنس آلیاژ Co-Cr-Mo، فولاد ضد زنگ، آلیاژ تیتانیوم و تیتانیوم به ترتیب برابر با ۱۹٪، ۱۵٫۶٪، ۱۴٫۴٪ و ۱۴٫۴٪ است. مشاهده می‌شود که دز در داخل پروتز و پس از آن به شدت کاهش می‌یابد. میزان این کاهش پس از پروتز

نسبت به حالت بدون پروتز، به ترتیب برابر با ۴۶٫۸٪، ۲۶٫۶٪، ۳۵٫۵٪، و ۲۲٫۲٪ است. نسبت مقدار دز در فاصله ۵ mm قبل از پروتز، به مقدار دز در حالت بدون پروتز محاسبه و در جدول ۲ با مقادیر گزارش شده توسط محمدی و همکاران مقایسه شده است. مقایسه نشان می‌دهد که نتایج به دست آمده توافق خوبی با یکدیگر دارند. اختلاف موجود نیز به دلیل تفاوت ابعاد پروتز شبیه‌سازی شده می‌باشد.



شکل ۲. توزیع دز عمقی در حضور ۴ نوع پروتز مختلف

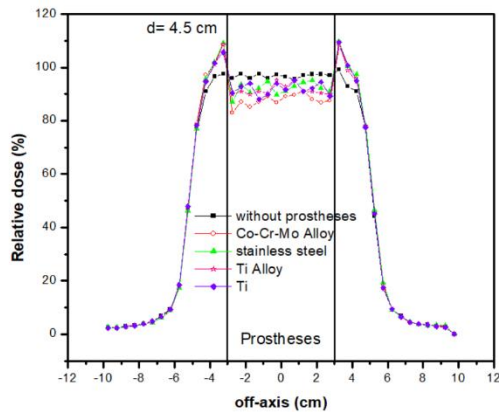
جدول ۲. درصد دز افزایش یافته در فاصله ۵ mm قبل از سطح پروتز

پروتز	این مطالعه	مطالعه محمدی و همکاران [۱۱]
Ti	۱،۱۲۵	۱،۰۲۲
Stainless Steel	۱،۱۵۶	۱،۰۴۵

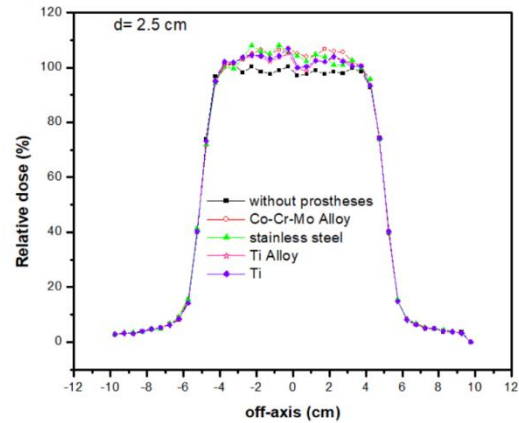
در شکل ۳، منحنی‌های پروفایل دز در سه عمق مختلف ۲٫۵ cm، ۴٫۵ cm و ۷٫۵ cm با حضور ۴ نوع مختلف پروتز رسم شده است. با توجه به این شکل مشاهده می‌شود که در عمق ۲٫۵ cm، قبل از سطح پروتز، دز به دلیل پس پراکندگی از سطح پروتز افزایش یافته است به طوری که بیشترین افزایش برای پروتز از نوع Co-Cr-Mo به مقدار میانگین ۱۴٫۵٪ است. هم چنین در عمق ۴٫۵ cm که در داخل پروتز قرار دارد میزان دز به دلیل تضعیف پرتوها توسط فلز با چگالی بالا کاهش یافته است. در نواحی مرز بین ماده آب و پروتز نیز اثرات پراکندگی بر افزایش دز مشهود است. بیشترین میزان کاهش دز نیز مربوط به پروتز از نوع Co-Cr-Mo که دارای چگالی بالاتری است، می‌باشد. در عمق ۷٫۵ cm که پس از پروتز است، نیز روند رو به کاهش مقدار دز ادامه دارد.

در شتابدهنده‌های خطی که انرژی فوتون‌ها و الکترون‌ها بیشتر از ۷ MeV باشد، احتمال برهم‌کنش فوتو هسته‌ای وجود دارد. زیرا فوتون‌ها انرژی آستانه لازم برای برهم‌کنش هسته‌ای با فلزات سنگین تشکیل دهنده سر شتابدهنده را دارند. نوترون‌های تولید شده از قسمت‌های مختلف سر شتابدهنده پراکنده شده و به بیمار خواهند رسید. اگر در داخل بدن بیمار پروتز وجود داشته باشد، احتمال فعال شدن فلزات سنگین یا تولید نوترون نیز وجود دارد. در این بخش، اثر پروتز بر نوترون‌های رسیده به پروتز بررسی شده است. برای این منظور تعداد نوترون‌های خارج شده بر واحد سطح، پس

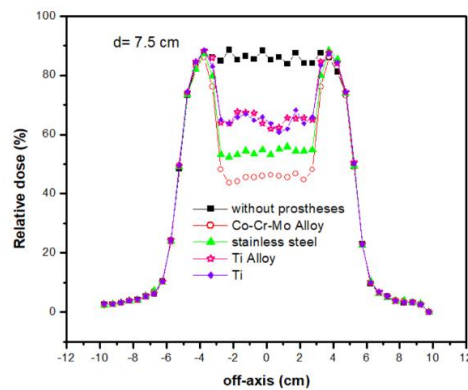
از پروتز، با استفاده از تالی F1، برای نوترون‌های حرارتی ($5 \times 10^{-7} \text{ MeV}$)، فوق حرارتی ($0.1 - 5 \times 10^{-7} \text{ MeV}$) و سریع ($50 - 10^6 \text{ MeV}$)، محاسبه شده است. نتایج این محاسبات در شکل ۴ نشان داده شده است. با توجه به شکل ۴ ملاحظه می‌شود که با حضور پروتز تعداد کل نوترون‌ها پس از پروتز کاهش یافته است. و همچنین بیشترین سهم مربوط به نوترون‌های حرارتی است. به این معنی که در عمق 7.5 cm نوترون‌های حرارتی غالب هستند. بیشترین کاهش تعداد کل نوترون‌ها نیز پس از عبور از پروتز از جنس آلیاژ تیتانیوم است.



(ب)

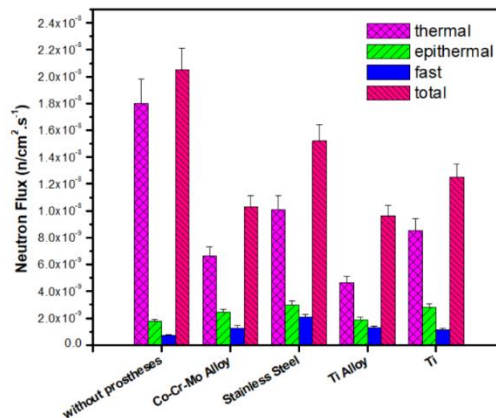


(ف)



(ج)

شکل ۴. منحنی پروفایل دز در عمق‌های الف) 2.5 cm ، ب) 4.5 cm و ج) 7.5 cm



شکل ۴. مقایسه تعداد نوترون حرارتی، فوق حرارتی و سریع پس از پروتز

جدول ۳. نسبت افزایش آهنگ برهم کنش (n, γ) در پروتزهای مختلف نسبت به آب (%)

Co-Cr-Mo Alloy	Stainless steel	Ti Alloy	Ti
۱,۴۱	۵,۱۹	۶,۰۵	۷,۲۵

نسبت افزایش آهنگ برهم کنش نوترون با عناصر پروتزهای مختلف نیز با استفاده از تالی FM4 محاسبه و در جدول ۳ آورده شده است. ملاحظه می‌شود که با حضور پروتز از جنس تیتانیوم آهنگ برهم کنش (n, γ) نسبت به آب افزایش بیشتری داشته است.

۴. نتیجه‌گیری

در این مطالعه اثر پروتز در توزیع دز ناحیه درمانی و برای میدان تابشی $10 \times 10 \text{ cm}^2$ بررسی شده است. نتایج نشان دادند که میزان افزایش دز ناشی از پراکندگی الکترون‌ها و فوتون‌ها در قبل از پروتز به جنس پروتز وابسته است. به طوری که بیشترین مقدار مربوط به آلیاژ Co-Cr-Mo است. زیرا در این آلیاژ عناصر با عدد اتمی بالاتری وجود داشته و در نتیجه احتمال برهم کنش تولید زوج توسط فوتون‌های رسیده به آن افزایش یافته است. اثر پروتز بر تولید نوترون نیز بررسی گردید که طبق نتایج بدست آمده اثری بر تولید نوترون اضافی نداشته اما موجب فعال شدن هسته عناصر سنگینی همچون Fe، V، و Ti خواهد شد. نتیجه مشابهی نیز با بررسی یک نوع پروتز توسط دیگر محققان گزارش شده است [۱۲]. با توجه به تغییر توزیع دز در ناحیه هدف و مورد درمان، پیشنهاد می‌شود که در حد امکان پروتز در میدان تابشی قرار نگیرد یا از فلزاتی با عدد اتمی پایین‌تر در ساخت آن‌ها استفاده شود. در غیر اینصورت از روکشی بر روی پروتز استفاده شود تا اثر الکترون‌های پس پراکنده شده را کاهش دهد. همچنین ضروری است که در نرم افزارهای طراحی درمان ضریب تصحیح مربوط به وجود پروتز وارد شود.

۵. مراجع

1. S Catli, G Tanir. *Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for effects on dose distribution of the hip prostheses*. Medical Dosimetry. **38**, 332 (2013).
2. E Wieslander, T Knoos. *Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations*. Phys. Med. Biol. **48**, 3295 (2003).
3. C Reft, et al. *Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation: report of the AAPM Radiati on Therapy Committee Task Group63*. Med. Phys. **30**,1162 (2003).
4. M. Z. Abdul Aziz et al. *Effects of density from various hip prosthesis materials on 6MV photon beam: a Monte Carlo study*. Journal of Radiotherapy in Practice. **16**, 155 (2017).
5. C Mahuvava et al. *Dosimetry Effects Caused by Unilateral and Bilateral Hip Prostheses: A Monte Carlo Case Study in Megavoltage Photon Radiotherapy for Computed Tomography Data without Metal Artifacts*. J Med Phys, **43**, 236 (2018).
6. M Bhushan et al. *Effect of Hip Prosthesis on Photon Beam Characteristics in Radiological Physics*. Asian Pac J Cancer Prev. **21**, 1731 (2020)
7. DB Pelowitz. *MCNPXTM User's Manual, Version 2.6.0. Los Alamos National Laboratory Report LA-CP- 07-1473*, (2008).
8. N Mohammadi et al. *Neutron spectrometry and determination of neutron contamination around the 15 MV LINAC*. J Radioanal Nucl Chem. **304**, 1001 (2014)
9. G XD et al. *A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment*. Int. j. radiation oncology biol. phys. **51**, 1167(2001)
10. M Bazalova et al. *Monte Carlo dose calculations for phantoms with hip prostheses*. J Phys Conf Ser. **102**:1 (2008)
11. K Mohammadi et al. *Evaluation of the accuracy of various dose calculation algorithms of a commercial treatment planning system in the presence of hip prosthesis and comparison with Monte Carlo*. J Can Res Ther. **13**, 501 (2017).
12. U Schneider et al. *Neutron dose from prostheses material during radiotherapy with protons and photons*. Phys. Med. Biol. **49**, 119 (2004).