

بررسی میزان دقت الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان رادیوتراپی در پیش‌بینی دوز پروتز مفصل ران با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو

محسن حسینی: کارشناسی ارشد مهندسی هسته‌ای - پروتوزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران، تهران، ایران. hasanimohsen33@gmail.com

* خیرالله محمدی: دکتری مهندسی هسته‌ای - پروتوزشکی، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، تهران، ایران (*نویسنده مسئول). mohammadi79@aut.ac.ir

تریا غلامی: کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، مرکز تحقیقات انیستیتو کانسر، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. soraya.gholami@gmail.com

تاریخ پذیرش: ۹۵/۵/۱۷

تاریخ دریافت: ۹۴/۱۲/۱۵

چکیده

زمینه و هدف: وجود لکه‌های درخشان در تصاویر سی‌تی بیماران دارای پروتز مفصل ران، سبب به وجود آوردن اختلافی در دوز پیش‌بینی شده سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی و دوز واقعی به وجود آمده در بدن بیماران می‌شود. در این مطالعه به بررسی اختلاف دوز ناشی از الگوریتم‌های مختلف سیستم‌های طراحی درمان با دوز حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در حضور فلزات فولاد و تیتانیوم به‌عنوان پروتز مفصل ران، در انرژی‌های مختلف فوتون، پرداخته شده است.

روش کار: در این مطالعه با استفاده از شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی زمینس مدل پریموس به‌وسیله کد MCNPX در مد انرژی ۶MV و ۱۵ MV به مقایسه نتایج حاصل از افت دوز ناشی از شبیه‌سازی با افت دوز الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان Isogray در حضور فلزات تیتانیوم و فولاد پرداخته شد و میزان دقت این الگوریتم‌ها در انرژی‌ها و عمق‌های متفاوت مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: هیچ یک از الگوریتم‌های Superposition, Collapsed cone و ConvolutionFFT افزایش دوز ناشی از پرتوهای پراکنده از سطح پروتز و بیشینه دوز ثانویه‌ای در ناحیه بعد از پروتز را پیش‌بینی نمی‌کنند. علاوه بر آن الگوریتم‌های مزبور در انرژی ۶MV، متوسط خطای ۱۲/۹٪، ۱۲/۶٪ و ۱۰/۷٪ در پروتز تیتانیوم و ۱۴/۳٪، ۱۴/۱٪ و ۱۲/۱٪ در فولاد از خود نشان می‌دهند. در انرژی ۱۵MV میزان خطا ۱۵٪، ۱۵/۶٪ و ۱۳/۳٪ در تیتانیوم و ۲۱/۷٪، ۲۲/۳٪ و ۲۰/۱٪ در فولاد می‌باشد.

نتیجه‌گیری: میزان افت دوز ناشی از وجود پروتز مفصل ران چشم‌گیر و قابل توجه است و این در حالی است که هیچ یک از الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان قادر به پیش‌بینی دقیق آن نیستند، بنابراین استفاده از الگوریتم‌های مبتنی بر شیوه‌های مونت کارلو جهت محاسبه دوز در بیماران دارای پروتز ران با چگالی بالا توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌ها: مونت کارلو، سیستم‌های طراحی درمان، الگوریتم محاسبه کننده دوز، پروتز مفصل ران

مقدمه

به ترتیب ۱۴۰٪ و ۷۹٪ رشد کرده است (۵). پروتز مفصل ران آلیاژی با عدد اتمی و چگالی بالاست که بیشتر از کبالت-کرم ساخته می‌شود که دلیل آن مقاومت بالا، فرسایش کم و ضدزنگ بودن آن است. با این وجود فلزات تیتانیوم و استیل نیز به‌عنوان پروتز مورد استفاده قرار می‌گیرند (۶). وجود لکه‌های روشن و بیم هاردنینگ در تصاویر سی‌تی این بیماران که ناشی از بالا بودن ضریب تضعیف جرمی این فلزات می‌باشد، سبب می‌شود که از یک سو دید کافی جهت مشخص کردن اندام‌های حیاتی همانند مثانه، رکتوم و پروستات وجود نداشته باشد و از سوی دیگر ناحیه تومور و

بافت بدن از ناهمگنی‌هایی همانند ریه، استخوان، دندان و حفره‌های هوا تشکیل شده است. علاوه بر این، یکی دیگر از ناهمگنی‌هایی که در بعضی از بیماران مراجعه‌کننده به بخش‌های رادیوتراپی مشاهده می‌شود، پروتزهایی است که در مفاصل ران، بازو، زانو و ثابت‌کننده‌های ستون فقرات آن‌ها به کار برده می‌شود (۳-۱). گزارش‌های AAPM نشان‌دهنده آن است که در حدود ۰.۴٪-۱ بیماران مراجعه‌کننده به مراکز رادیوتراپی دارای پروتز مفصل ران هستند (۴) و شمار این بیماران از سال ۱۹۹۶ تا ۲۰۰۷ میلادی برای مردان و زنان

که اشعه طی می‌کند در واقع ناشی از تصاویر رادیولوژیکی به منظور تصحیح ناهمگنی‌ها باشد، به آن Convolution-superposition گفته می‌شود. جزئیات به کارگیری این Convolution سبب به وجود الگوریتم‌های متفاوتی در سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی شده است که از جمله این الگوریتم‌ها می‌توان به Pencil Beam (PBC) Convolution، Analytical Anisotropic، Convolution Collapse Cone و Algorithm (AAA) Convolution (CCC) اشاره کرد (۱۰ و ۱۳). میزان دقت الگوریتم‌های ذکر شده به این وابسته است که کرنل مورد استفاده در آن‌ها به چه میزان قادر است دز ناشی از پرتوهای پراکنده و پراکنده جانبی را با کل انرژی جذب شده در بافت ترکیب کند.

الگوریتم‌های Convolution، Collapsed cone و Superposition تمامی محاسبات خود را در چهارچوب بیم انجام می‌دهند و پس از آنکه دوز ناشی از پرتوهای پراکنده توسط یک کرنل با کل انرژی جذب شده ترکیب شد، میزان دوز حاصله در قالب ووکسل‌های کوچک به فضای کارترین مورد استفاده کاربر انتقال می‌یابد. مهم‌ترین محدودیت محاسباتی این الگوریتم‌ها عدم دقت ناشی از محاسبه پرتوهای پراکنده و پراکنده جانبی می‌باشد (۱۰ و ۱۴). همچنین در موادی با چگالی بالا الگوریتم‌های Superposition و Collapsed cone بیشینه چگالی $1/2$ گرم بر سانتی‌متر مکعب را در محاسبات لحاظ می‌کنند در حالی که Convolution FFT محدودیتی در این زمینه از خود نشان نمی‌دهد (۴).

در این مطالعه جهت انجام محاسبات ناشی از افت دوز مواد با چگالی بالا از دو قطعه فلز فولاد و تیتانیوم به عنوان پروتز استفاده شد. تیتانیوم فولاد مورد استفاده به شکل استوانه و به طول ۱۸ سانتی‌متر و قطر ۳ سانتی‌متر بوده و به ترتیب دارای چگالی $4/3$ و $8/1$ گرم بر سانتی‌متر مکعب می‌باشند. هر یک از قطعه فلزات یاد شده به صورت افقی در فانتوم‌آب به ابعاد $40 \times 40 \times 40$ سانتی‌متر مکعب جای گرفت به گونه‌ای که محور مرکزی آن-ها در عمق ۵ سانتی‌متر از فانتوم قرار داده شد و

بخش‌هایی که باید تحت تابش‌دهی قرار گیرند، به طور دقیق قابل مشخص شدن نباشند (۷). از طرفی الگوریتم‌های محاسبه کننده دز در سیستم‌های طراحی درمان بر اساس محاسبات ریاضی بنا نهاده شده و در این راستا هر یک از فرضیات و تقریب‌های مخصوص به خود بهره می‌گیرند (۸ و ۹). تمامی این الگوریتم‌ها در محاسبات دوز بافت‌های همگنی همانند آب از دقت بالا و قابل قبولی برخوردار هستند در حالی که تحقیقات انجام شده نشان‌دهنده آن است که در ناهمگنی‌هایی همانند پروتز مفصل ران به دلیل چگالی بالا و در محل تلاقی اندام‌هایی همانند بافت نرم-استخوان و بافت نرم-ریه، به دلیل چگال‌های متفاوت بافت، با میزانی خطا در محاسبات روبرو هستند (۱۰-۱۲). به نظر می‌رسد که مجموعه عوامل ذکر شده، تفاوت معنی‌داری را میان دوز پیش‌بینی شده سیستم‌های طراحی درمان و دوز واقعی به وجود آمده در بدن بیمار به وجود آورد. در این تحقیق با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو، به بررسی دقت محاسبات الگوریتم‌های Convolution FFT، Collapsed Cone و Superposition سیستم طراحی درمان Isogray در حضور آلیاژهای فولاد و تیتانیوم به عنوان پروتز مفصل ران پرداخته شده و میزان خطا و اختلاف میان محاسبات این الگوریتم‌ها در انرژی‌های مختلف مورد ارزیابی قرار گرفت.

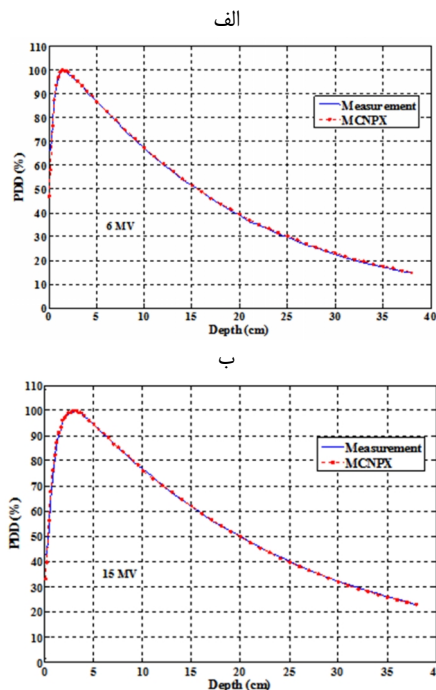
روش کار

الگوریتم‌های محاسبه کننده دوز: در این پروژه از سیستم طراحی درمان Isogry جهت محاسبات دز استفاده شده است. این سیستم از الگوریتم‌های Convolution، Collapsed cone و Superposition جهت انجام محاسبات بهره می‌گیرد که در زمره الگوریتم‌های Model-based قرار دارند (۱۰). در این مدل کل انرژی جذب شده در واحد جرم (total energy released in unit of mass -terma) با استفاده از یک کرنل با میزان انرژی الکترون و فوتون‌های پراکنده شده از بافت ترکیب می‌شود. این روش محاسبات Convolution نامیده می‌شود و اگر طول مسیری

سیستم طراحی درمان) برای انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت شبیه‌سازی شد و نتایج حاصله با نتایج ناشی از الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان مقایسه گردید. قابل ذکر است که کمینه انرژی (Cut Of) فوتون و الکترون برای تمامی شبیه‌سازی‌ها به ترتیب 0.1 MeV و 0.5 MeV در نظر گرفته شد و تمامی آن‌ها با استفاده از تالی $F8^*$ برای 2×10^7 ذره اجرا شدند به گونه‌ای که خطای حاصله در تمامی سلول‌ها کمتر از $2/1\%$ به دست آمد.

یافته‌ها

صحت شبیه‌سازی: جهت بررسی صحت شبیه‌سازی‌های انجام شده مقادیر PDD ناشی از داده‌های شبیه‌سازی در انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت به دست آورده شد و با داده‌های حاصل از اندازه‌گیری مستقیم به وسیله تابع گاما مقایسه گردید. شکل ۱ نشان‌دهنده منحنی‌های PDD ناشی از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم است که مقایسه آن‌ها با استفاده از تابع گاما در شکل ۲ آورده شده است. بر اساس شکل ۱ بیشینه دوز ناشی از



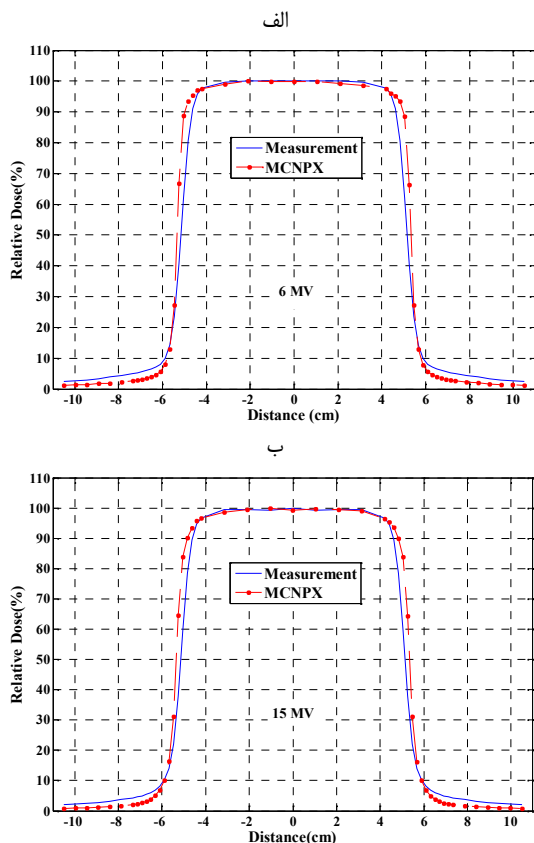
شکل ۱- منحنی‌های PDD ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان 10×10 سانتی متر مربع، $SSD=100$ و الف) انرژی ۶ مگا ولت ب) انرژی ۱۵ مگا ولت.

به وسیله دستگاه سی تی اسکن (NeuViz 16-Slice) در شرایط 120 Kvp و 200 میلی‌آمپر تصاویر به ضخامت ۵ میلی‌متر از آن‌ها تهیه گردید و به سیستم طراحی درمان Isogry انتقال داده شد. سپس میزان دوز الگوریتم‌ها در عمق‌های مختلف بر روی بیم مرکزی قبل از پروتز، درون پروتز و بعد از آن برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، 100 SSD= دوز 100 cGy و در انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت به دست آورده شد.

شبیه‌سازی مونت کارلو و صحت شبیه‌سازی:

در این مطالعه از کد MCNPX (ورژن ۲/۶/۰) جهت شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی (زیمنس مدل پریموس) در مد انرژی ۶ و ۱۵ مگا ولت استفاده شد. اطلاعات مربوط به سر دستگاه و مواد تشکیل‌دهنده هر قسمت از شرکت سازنده دستگاه تهیه شده و شبیه‌سازی‌های انجام شده در حضور فانتوم آب به ابعاد $50 \times 50 \times 50$ سانتی‌متر مکعب صورت گرفت. جهت به دست آوردن منحنی درصد دوز عمقی (Percent Depth Dose-PDD) و پروفایل دوز در میدان 10×10 سانتی‌متر مربع، به ترتیب بر روی بیم مرکزی استوانه‌هایی به شعاع ۱ سانتی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر تا عمق 38 cm سانتی‌متر و مکعب‌هایی به ابعاد 1×1 سانتی‌متر مربع و ضخامت ۲ میلی‌متر در عمق ۵ سانتی‌متر از سطح فانتوم شبیه‌سازی و اجرا شد. به منظور نشان دادن صحت شبیه‌سازی‌های انجام شده داده‌های به دست آمده به وسیله تابع گاما نرم افزا Gamma_index.exe با نتایج حاصل از دوزیمتری عملی مقایسه شد. معیار تابع گاما در این قسمت، 3% برای تفاوت دوز (Dose difference) و 3 میلی‌متر برای فاصله (Distance To Agreement -DTA) انتخاب شد به گونه‌ای که مقادیر اندازه‌گیری مستقیم به عنوان مرجع در نظر گرفته شده و داده‌های مونت کارلو نسبت به آن مقایسه گردید.

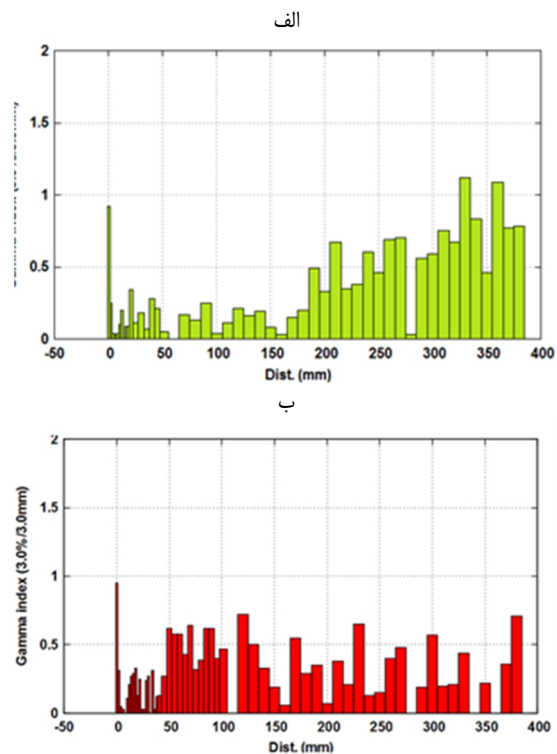
جهت بررسی میزان دقت الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان، آلیاژهای فولاد و تیتانیوم مورد استفاده در یک فانتوم آب به ابعاد $40 \times 40 \times 40$ سانتی‌متر مکعب و در عمق ۵ سانتی‌متر و میدان 10×10 سانتی‌متر مربع (همانند حالت استفاده از



شکل ۳- منحنی پروفایل ناشی از داده‌های شبیه‌سازی مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم برای میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $SSD=100$ و الف) انرژی ۶ مگا ولت (ب) انرژی ۱۵ مگا ولت.

ناشی از مقایسه داده‌های اندازه‌گیری مستقیم و شبیه‌سازی می‌باشد.

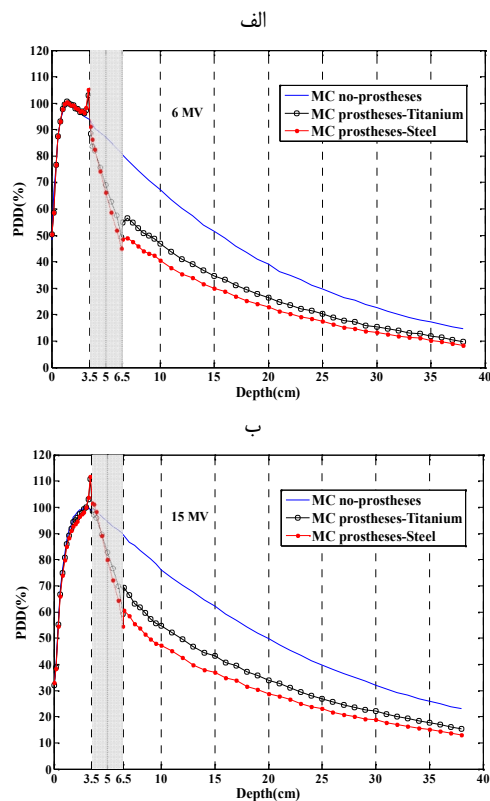
همان‌گونه که از شکل ۳ مشخص است در ناحیه ۸۰٪ از ابعاد میدان دوزیمتری (سطح منحنی هم دوز ۵۰٪) می‌توان یک تخت شدگی (Flatness) کمتر از ۲/۶٪ مقدار دوز محور مرکزی در نتایج حاصل از شبیه‌سازی مشاهده کرد. در این ناحیه میزان اختلاف تقارن (Symmetry) در دو طرف بیم مرکزی کمتر از ۰/۹٪ به دست آورده شد. بر اساس شکل ۴ در ناحیه میدان دوزیمتری، تعداد نقاط خارج از معیار قابل قبول تابع گاما در منحنی‌های پروفایل دز انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت به ترتیب ۴ و ۰ نقطه می‌باشد. این نتایج نشان‌دهنده توافق قابل قبول میان داده‌های مونت کارلو و اندازه‌گیری مستقیم است. همان‌گونه که از شکل ۳ و ۴ مشخص است در ناحیه خارج از میدان دوزیمتری اختلاف میان داده‌های شبیه‌سازی



شکل ۴- مقادیر تابع گاما برای PDD در میدان 10×10 سانتی متر مربع، $SSD=100$ و الف) انرژی ۶ مگا ولت (ب) انرژی ۱۵ مگا ولت

شبیه‌سازی در انرژی ۶ و ۱۵ مگا ولت به ترتیب در $1/58$ و $2/9$ سانتی‌متر به دست آورده شد که با نتایج حاصل از اندازه‌گیری مستقیم برای این داده‌ها که در $1/6$ و 3 سانتی‌متر قرار دارند توافق بسیار خوبی دارد. بر اساس شکل ۲، که نشان‌دهنده مقایسه منحنی‌های PDD با استفاده از تابع گاما می‌باشد، تعداد نقاط خارج از معیار قابل قبول (DTA=3mm, DD=3%) این تابع 2 و ۰ نقطه به دست آورده شد که نشان‌دهنده دقت بالای داده‌های ناشی از شبیه‌سازی است. همان‌گونه که از این شکل مشخص است در سطح فانتوم اختلاف میان داده‌های شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مستقیم بیشتر است که می‌تواند به دلیل عدم برقراری تعادل الکترونی در شبیه‌سازی در سطح فانتوم باشد.

منحنی پروفایل دوز برای انرژی ۶ و ۱۵ مگا ولت در عمق ۵ سانتی‌متر با استفاده از داده‌های شبیه‌سازی به دست آورده شد. این نتایج به همراه داده‌های اندازه‌گیری مستقیم در شکل ۳ آورده شده است. شکل ۴ نشان‌دهنده مقادیر تابع گاما

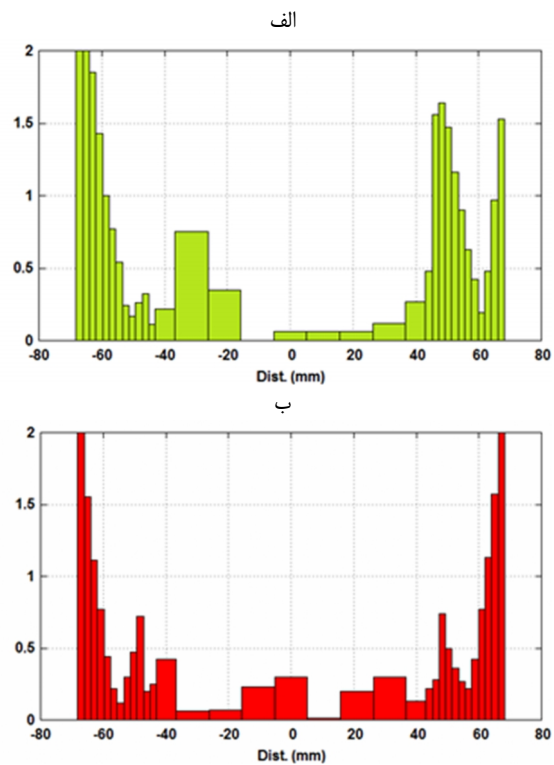


شکل ۵- میزان افت دوز ناشی از تیتانیوم و فولاد با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $\text{SSD}=100 \text{ cm}$. الف) انرژی ۶ مگا ولت ب) انرژی ۱۵ مگا ولت.

بیشتر است.

همان‌گونه که از شکل ۵ مشخص است در ناحیه قبل از پروتز یک افزایش دوز نسبی ناشی از الکترون‌ها و فوتون‌های برگشتی از سطح فلز مشاهده می‌شود که میزان آن وابسته به انرژی و چگالی مواد است. این افزایش دوز برای تیتانیوم و فولاد به ترتیب ۱۱٪ و ۱۳٪ در انرژی ۱۵ مگا ولت و ۸٪ و ۱۰٪ برای انرژی ۶ مگا ولت به دست آورده شد. در ناحیه بعد پروتز یک بیشینه دز ثانویه (re-buildup) در داده‌های مونت کارلو مشاهده می‌شود که دلیل آن افزایش پراکندگی الکترون‌های جانبی در درون پروتز است. همان‌گونه که از شکل ۵ مشخص است این کمیت با افزایش انرژی و کاهش چگالی مواد مشهودتر به نظر می‌رسد.

میزان افت دوز ناشی از فولاد و تیتانیوم با استفاده از الگوریتم‌های متفاوت سیستم طراحی درمان Isogry در انرژی‌های ۶ و ۱۵ مگا ولت به دست آورده شد. شکل ۶ نشان‌دهنده این مقادیر



شکل ۴- مقادیر تابع گاما پروفایل دز در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و عمق $\text{SSD}=100 \text{ cm}$. و. الف) انرژی ۶ مگا ولت ب) انرژی ۱۵ مگا ولت

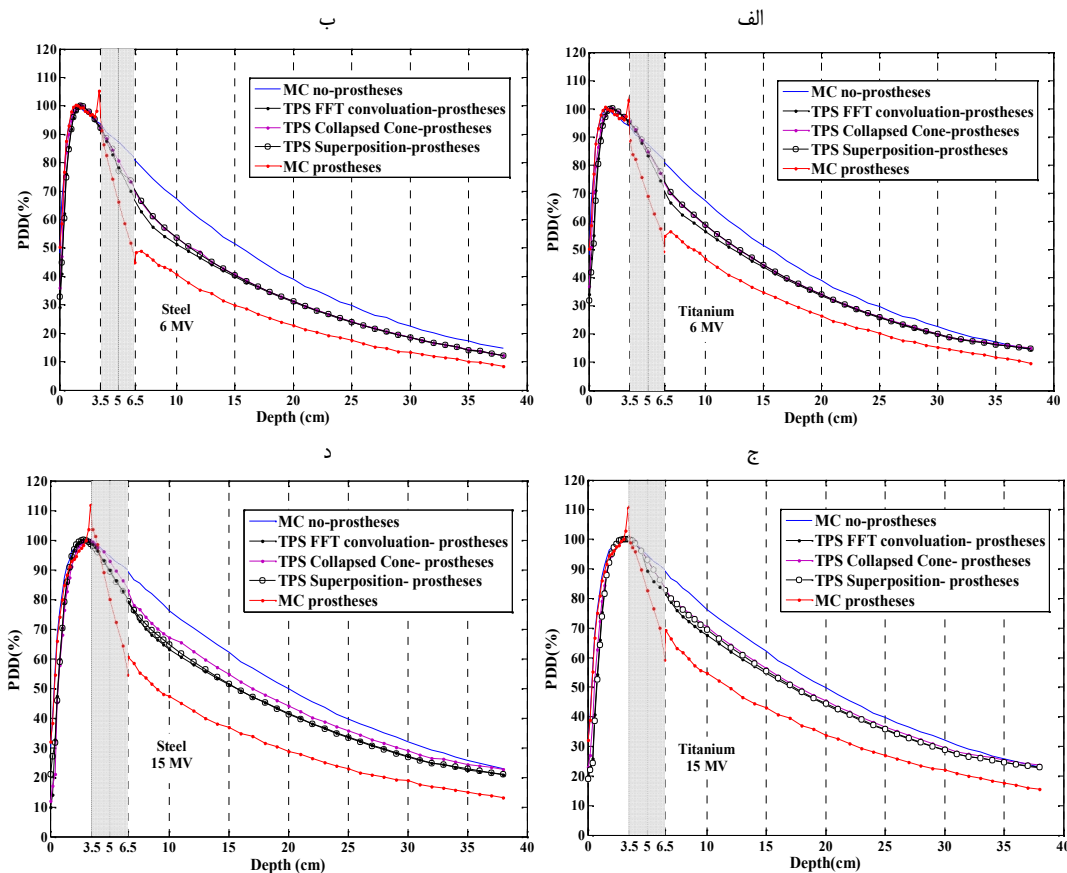
و اندازه‌گیری مستقیم بیشتر می‌شود که این را می‌توان به اثرات ناشی از نیم سایه هندسی و فیزیکی نسبت داد.

پروتز ران: میزان افت دوز ناشی از پروتزهای تیتانیوم و فولاد به وسیله شبیه‌سازی مونت کارلو در انرژی‌های مختلف شتاب‌دهنده خطی زیمنس در شکل ۵ آورده شده است که به منظور مشخص شدن میزان افت دوز ناشی از وجود پروتز، نمودارها همراه با منحنی دوز عمقی در آب بدون حضور پروتز رسم شده‌اند. بر اساس این شکل به دلیل شیلد سازی ناشی از پروتز با چگالی بالا، میزان دوز جذبی در داخل و بعد از پروتز کاهش می‌یابد که در جدول ۱ آورده شده است. بر اساس این جدول، در ناحیه بعد از پروتز، میزان افت دوز با افزایش انرژی و چگالی مواد افزایش پیدا می‌کند که بیشترین مقدار آن (۳۰٪) در فولاد با انرژی ۱۵ مگا ولت می‌باشد. همچنین از نتایج به دست آمده مشخص است که با دور شدن از پروتز میزان افت دوز کاهش پیدا می‌کند که دلیل آن افزایش دوز ناشی از پرتوهای پراکنده جانبی در عمق‌های

جدول ۱- میزان افت دوز ناشی از تیتانیوم و فولاد در انرژی‌های متفاوت، میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $\text{SSD}=100 \text{ cm}$

Depth(cm)	Dose reduction of prosthesis (%)			
	6 MV		15 MV	
	Titanium	steel	Titanium	Steel
10	20	27	21	30
20	13	17	16	21
35	5	7	8	11

مقادیر اندازه‌گیری شده ناشی از اختلاف دوز با وجود پروتز و بدون آن در فانتوم آب می‌باشد.



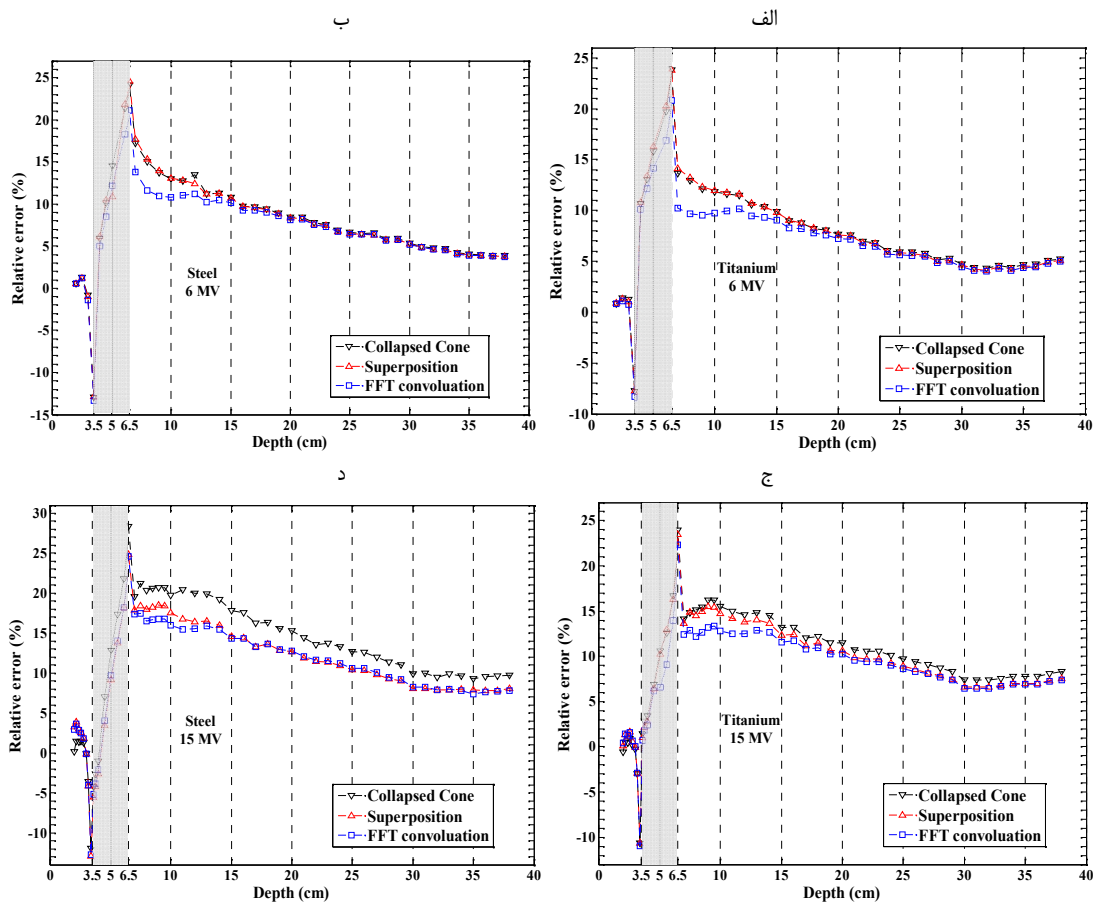
شکل ۶- مقایسه افت دز ناشی از الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان Isogry و شبیه‌سازی مونت کارلو در حضور پروتز در در میدان $10 \times 10 \text{ cm}^2$ و 100 cm SSD= (الف) تیتانیوم- (ب) فولاد- (ج) تیتانیوم- (د) فولاد- ۱۵ مگا ولت (۶ مگا ولت ج) تیتانیوم- ۱۵ مگا ولت (ب) فولاد- ۱۵ مگا ولت

پراکنده و پراکنده جانبی توسط الگوریتم‌های سیستم‌ها طراحی درمان نسبت داد که به‌عنوان یکی از نقص‌های مهم سیستم‌های طراحی درمان بدان اشاره شد.

میزان اختلاف میان داده‌های مونت کارلو و نتایج حاصل از الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان به دست آورده شد و همان‌گونه که از شکل ۶ مشخص است این میزان در فاصله‌های مختلف پروتز متفاوت می‌باشد. شکل ۷ نشان‌دهنده میزان اختلاف ناشی از الگوریتم‌های مختلف سیستم طراحی درمان با داده‌های مونت کارلو در حضور

است که به‌منظور مشخص شدن میزان صحت داده‌های حاصله، منحنی‌ها همراه با منحنی افت دوز ناشی از مقادیر مونت کارلو رسم شده‌اند.

بر اساس شکل ۶ هیچ یک از الگوریتم‌های Convolution FFT، Collapsed cone و Superposition قادر به پیش‌بینی افزایش دوز ناشی از پرتوهای پراکنده از سطح پروتز که توسط داده‌های مونت کارلو به دست آمد نیستند. علاوه بر آن هیچ بیشینه دوز ثانویه‌ای در ناحیه بعد از پروتز برای این الگوریتم‌ها مشاهده نمی‌شود. دلیل آن را می‌توان به در نظر نگرفتن دقیق پرتوهای



شکل ۷- میزان اختلاف ناشی از محاسبات الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان با داده‌های مونت کارلو در حضور پروتز (الف) تیتانیوم- ۶ مگا ولت (ب) فولاد- ۶ مگا ولت (ج) تیتانیوم- ۱۵ مگا ولت (د) فولاد- ۱۵ مگا ولت

داده‌های ناشی از شبیه‌سازی کاهش پیدا کرده و بنابراین دقت بالاتری را از خود نشان می‌دهند. در این ناحیه الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان توافق نسبتاً خوبی با هم داشته و اختلاف میان آن‌ها چشمگیر نیست؛ تنها استثناء در این زمینه Collapsed cone می‌باشد که در حضور فولاد و در انرژی ۱۵ مگا ولت تفاوت قابل‌ملاحظه‌ای را با سایر الگوریتم‌ها از خود نشان داده و دارای دقت کمتری است. همان‌گونه که از شکل مشخص است در ناحیه فصل مشترک پروتز و آب به دلیل نادیده گرفته شدن پرتوهای پراکنده توسط الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان، بیشترین اختلاف میان داده‌های مونت کارلو و این الگوریتم‌ها مشاهده می‌شود. در داخل پروتز نیز سیستم‌های طراحی درمان دوز بالاتری را نسبت به آنچه شبیه‌سازی مونت کارلو پیش‌بینی می‌کند از خود نشان می‌دهد

پروتز برای انرژی‌های مختلف است. بر اساس شکل ۷ در ناحیه بعد از پروتز، بیشترین اختلاف میان داده‌های مونت کارلو و نتایج حاصل از الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان تا فاصله ۸ سانتی‌متر از سطح پروتز (سانتی‌متر $6/5 < D < 15$) روی می‌دهد. در این فاصله الگوریتم ConvolutionFFT دارای اختلاف کمتری نسبت به داده‌های شبیه‌سازی است و دقت بالاتری را نسبت به سایر الگوریتم‌ها از خود نشان می‌دهد. علاوه بر آن در این محدوده نتایج الگوریتم‌های Superposition و Collapsed cone نزدیک به یکدیگر می‌باشد هرچند Superposition در انرژی ۱۵ مگا ولت و در حضور فولاد دقت بالاتری را نسبت به Collapsed cone از خود نشان می‌دهد. در فاصله‌های دورتر از پروتز اختلاف میان الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان و

میزان انرژی متوسط خطای ناشی از الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان افزایش پیدا می‌کند. در انرژی ۱۵ مگا ولت برای الگوریتم‌های ذکر شده به ترتیب متوسط خطا در پروتز تیتانیوم (۲۳/۴۳٪ - ۱۲/۳۳٪) ۱۵٪، (۲۳/۸۷٪ - ۱۳/۲۱٪) ۱۵/۶٪ و (۲۲/۲۷٪ - ۱۱/۵۴٪) ۱۳/۳٪ و در پروتز فولاد (۲۸/۶۶٪ - ۱۸/۶۱٪) ۲۱/۷٪، (۲۸/۷٪ - ۱۹/۴۹٪) ۲۲/۳٪ و (۱۷/۸۳٪ - ۲۷/۱۱٪) ۲۰/۱٪ به دست آورده شد.

دلیل این اختلاف را می‌توان به در نظر نگرفتن چگالی واقعی مواد پروتز در سیستم طراحی درمان نسبت داد. تیتانیوم و فولاد به ترتیب دارای اعداد هانسفیلد (HU) ۴۵۰۰ و ۹۰۰۰ می‌باشند در حالی که سیستم طراحی درمان Isogry این اعداد را ۴۰۵۰ و ۴۰۹۰ در نظر می‌گیرد. این اختلاف در اعداد هانسفیلد سبب کاهش برهمکنش‌های فتوالکتریک و کامپتون ذرات شده و در نتیجه میزان دوز بیشتری در ناحیه بعد از پروتز پیش‌بینی می‌شود. این مطالعه بیان می‌کند که میزان خطای به وجود آمده ناشی سیستم‌های طراحی درمان به اندازه‌ای است که از لحاظ کلینیکی سبب به وجود آمدن خطا در محاسبه دوز رسیده به بیماران می‌شود و بنابراین بایستی تصحیحات مربوط به این اختلاف در هنگام طراحی درمان در نظر گرفته شود. علاوه بر آن در محاسبه دوز ناهمگنی‌هایی با چگالی بالا بهتر است از سیستم‌های طراحی درمان مبتنی بر مونت کارلو استفاده شود.

منابع

1. Matharu GS, Mehdiان R, Sethi D, Jeys L. Severe pelvic bone loss treated using a coned acetabular prosthesis with a stem extension inside the ilium. *Acta Orthop Belg*; 2013. 79: 680-8.
2. Williams MV, Burnet NG, Sherwin E, Kestelman R, Geater AR, Thomas SJ, et al. A radiotherapy technique to improve dose homogeneity around bone prostheses. *Sarcoma*; 2004. 8:37-42.
3. Wunder JS, Leitch K, Griffin AM, Davis AM, Bell RS. Comparison of two methods of reconstruction for primary malignant tumors at the knee: A sequential cohort study. *J Surg Oncol*; 2001. 77:89-99.

که دلیل آن را می‌توان به اعمال نکردن چگالی واقعی مواد پروتز نسبت داد. با توجه به نتایج به دست آمده با افزایش چگالی مواد و انرژی پرتوهای تابشی اختلاف میان داده‌های شبیه‌سازی و الگوریتم‌ها افزایش پیدا می‌کند. میزان این اختلاف بستگی کمتری به چگالی مواد داشته و بیشتر به انرژی پرتوهای تابشی وابسته است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه افت دوز الگوریتم‌های Superposition cone، Collapsed و ConvolutionFFT در حضور فلزات تیتانیوم و فولاد به عنوان پروتز مفصل ران در انرژی ۶ و ۱۵ مگا ولت شتاب‌دهنده خطی زیمنس مورد بررسی قرار گرفت و میزان دقت این الگوریتم‌ها با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو ارزیابی شد. الگوریتم‌های سیستم‌های طراحی درمان به طور رضایت بخشی میزان دز جذبی پرتوهای اولیه را لحاظ می‌کنند ولی در مورد دوز پرتوهای پراکنده و پراکنده برگشتی با مشکلات و تقریب‌هایی همراه هستند (۱۰). عدم دقت سیستم‌های طراحی درمان در محاسبه دوز پرتوهای پراکنده برگشتی سبب می‌شود که هیچ یک از الگوریتم‌ها قادر به پیش‌بینی افزایش دوز به وجود آمده در ناحیه قبل پروتز نباشند که این می‌تواند سبب به وجود آمدن سوختگی و نکروز در فصل مشترک پروتز و بافت نرم در بیماران تحت درمان رادیوتراپی شود (۴). در ناحیه بعد از پروتز الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان دوز بالاتری را نسبت به داده‌های مونت کارلو نشان می‌دهند. میزان این اختلاف بستگی به انرژی و نوع ماده به کار رفته در پروتز دارد. برای مثال در انرژی ۶ مگا ولت و در فاصله ۸ سانتی‌متر از سطح پروتز (سانتی‌متر $D > 6 > 15$) به ترتیب متوسط خطای (۹/۸۲٪ - ۲۳/۸۱٪) ۱۲/۹٪، (۹/۸۷٪ - ۲۳/۸۱٪) ۱۲/۶٪ و (۲۰/۸۱٪ - ۱۰/۷٪) ۱۲/۱٪ در تیتانیوم و (۲۴/۶۲٪ - ۱۰/۶۸٪) ۱۴/۳٪، (۲۴/۱۲٪ - ۱۰/۷۷٪) ۱۴/۱٪ و (۲۱/۱۲٪ - ۱۰/۱۱٪) ۱۲/۱٪ در فولاد برای الگوریتم‌های Superposition cone، Collapsed و ConvolutionFFT مشاهده می‌شود. با افزایش

4. Reft C, Alecu R, Das IJ. Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63. *Med Phys*; 2003. 30:1162-82.
5. Kerestec M, Zhu N. Radiation therapy in patients with implanted hip prostheses: Phantom Study Results. Hip and Knee Replacements in Canada— Canadian Joint Replacement Registry (CJRR), Radiation Oncology Department Cancer Care Manitoba. 2008–2009 Annual Report.
6. Sibata CH, Mota HC, Higgins PD, Gaisser D, Saxton JP, Shin KH. Influence of hip prostheses on high energy photon dose distributions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 1990. 18:455-61.
7. Yazdi M, Gingras L, Beaulieu L. An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: experimental and clinical studies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 2005. 62:1224-31.
8. Theratronics K. Advantages of multiple algorithm support in treatment planning system for external beam dose calculations. *J Cancer Res Ther*; 2005. 1:12-20.
9. Butts JR, Foster AE. Comparison of commercially available three-dimensional treatment planning algorithms for monitor unit calculations in the presence of heterogeneities. *J Appl Clin Med Phys*; 2001. 2:32-41.
10. Lu L. Dose calculation algorithms in external beam photon radiation therapy. *International Journal of Cancer Therapy and Oncology*; 2013. 1:01025.
11. Kealla PJ, Siebersa JV, Jerajb R, Mohan R. Radiotherapy dose calculations in the presence of hip prostheses. *Medical Dosimetry*; 2003. 28:2107-112.
12. Ding GX, Yu CW. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*; 2001. 51:1167-75.
13. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A. Dosimetric validation of the Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm: fundamental characterization in water. *Phys Med Biol*; 2011. 56:1879.
14. Robinson D. In homogeneity correction and the analytic anisotropic algorithm. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*; 2008. 9: 2786

Evaluating the accuracy of TPS algorithms in predicting the dose of hip prosthesis using Monte Carlo code

Mohsen Hasani, MSc in Nuclear Medicine, School of Engineering and Technology, Azad Islamic University, Tehran Branch, Tehran, Iran. hasanimohsen33@gmail.com

***Kheirollah Mohammadi**, PhD, Malik ashtar University, Tehran, Iran (*Corresponding author). mohammadi79@aut.ac.ir

Soraya Gholami, MSc in Medical Physics, Cancer Resaerch Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran. soraya.gholami@gmail.com

Abstract

Background: The artifacts in CT images of patients with hip prostheses may create differences in predicting the dose of the Treatment Planning Systems (TPSs) and the actual dose. In this study, the differences between doses of various TPS algorithms and the results of Monte Carlo simulations in the presence of steel and titanium as metal prosthetics hip using different energies of the photon were evaluated.

Methods: Siemens Primus linear accelerator was modeled using the MCNPX code in 6 MV and 15 MV energy mode. The results of the dose reduction obtained by Monte Carlo simulation were compared by the Isogray TPS algorithms in presence of titanium and steel prostheses for different energies and depths.

Results: There were 12.9%, 12.6% and 10.7% differences for titanium and 14.3%, 14.1% and 12.1% differences for steal in 6MV energy between TPS algorithms (including Superposition, Collapsed cone and FFT Convolution) and simulation results, respectively. These values were obtained as 15%, 15.6% and 13.3% for titanium and 21.7%, 22.3% and 20.1% for steal in 15MV energy.

Conclusion: The rate of dose reduction in presence of hip prosthesis is significant whereas the TPS algorithms cannot predict the exact dose. Therefore the use of Monte Carlo based algorithms is recommended for dose calculations in patient with high density prosthetic hip.

Keywords: Monte Carlo, Hip prosthesis, TPS and dose calculating algorithm