

## The Impact of Metal Artifact Reduction in Estimation of Dose Distribution in ISOgray Treatment Planning Software

Samiee Deluie M<sup>1</sup>, Momenzhad M<sup>2</sup>, Akbari Lalimi H<sup>3</sup>, Nasser Sh<sup>4</sup>

### Abstract

**Purpose:** Some cancer patients who receive radiation therapy have metal objects in their body. There is a difference between atomic numbers of these metal objects and body tissues. This creates artifacts in images and creates large difference in CT numbers and errors in the calculations. This study was performed to evaluate the effect of correcting metal artifact on images and compare the absorbed dose estimated by ISOgray treatment planning system (TPS) and measurement.

**Methods:** Homogeneous cylindrical phantom was prepared from Perspex material to simulate human body conditions. Cavities were created for Farmer dosimeter and titanium metal rods acting as prosthesis. CT images of phantom were acquired in the presence and absence of metal rods. The correction of metal artifact was performed using Metal Detection Technique (MDT) and CT control softwares. Dose calculation was done at the phantom center for 100 MU at the photon mode with the energies of 6, 10 and 15 MV at ISOgray TPS. The results were compared with Farmer dosimeter.

**Results:** The results show that there is no significant difference in absorbed dose calculated for different images corrected using two softwares by ISOgray TPS. The lowest and highest errors are 0.1% and 1.09% related to the images corrected by MDT software with the slice thickness of 3.0 cm and the distance of 2.5 cm and photon energies of 6 and 15 MV, respectively.

**Conclusion:** The correction of artifacts in CT images does not have a significant effect on the dose calculated by ISOgray.

**Key words:** Radiotherapy Dosage, Radiotherapy planning, Artifact

Received: 2018.05.22; Accepted: 2018.09.06

### تأثیر کاهش اثر ساختگی فلز در برآورد توزیع دوز توسط نرم افزار طراحی درمان ISOgray

محسن سمیعی دلویی<sup>۱</sup>، مهدی مومن نژاد<sup>۲</sup>، حسین اکبری لالیمی<sup>۳</sup>، شاهرخ ناصری<sup>۴</sup>

**هدف:** در بدن برخی از بیماران مبتلا به سرطان و تحت درمان با اشعه، اجسام خارجی فلزی وجود دارند که عدد اتمی آن ها تفاوت زیادی با عدد اتمی بافت های بدن دارد. این امر موجب ایجاد آرتیفکت در تصاویر، اختلاف زیاد در اعداد سی تی و خطا در محاسبات می شود. این مطالعه جهت بررسی تاثیر اصلاح آرتیفکت فلز بر تصاویر و مقایسه میزان دوز محاسباتی توسط سیستم طراحی درمان ISOgray با دوز اندازه گیری شده انجام گرفته است.

**روش بررسی:** برای ایجاد شرایط بروز آرتیفکت فلز در تصاویر CT، فانتومی استوانه ای شکل و همگن از جنس پرسپکس تهیه شد. درون آن حفراتی برای قرار دهی دوزیمتر فارمر و میله های فلزی از جنس تیتانیوم ایجاد شد. به ترتیب، فانتوم پرسپکس و میله های فلزی نقشی مشابه بدن انسان و پروتز فلزی ایفا می کنند. تصاویر CT از فانتوم در شرایط حضور و عدم حضور فلز تهیه شد. از دو نرم افزار MDT و کنترل سیستم CT برای اصلاح آرتیفکت فلز استفاده شد. محاسبه دوز در مرکز فانتوم به ازای ۱۰۰ MU در انرژی های فوتونی ۶، ۱۰ و ۱۵ MV توسط سیستم طراحی درمان ISOgray دستگاه شتاب دهنده صورت گرفت. نتایج با اندازه گیری های انجام شده توسط دوزیمتر فارمر مقایسه گردید.

**یافته ها:** نتایج نشان می دهد که اختلاف قابل ملاحظه ای در برآورد دوز میان تصاویر اصلاح شده با دو نرم افزار مذکور در انجام طراحی درمان با ISOgray وجود ندارد. کمترین درصد خطا ۰/۱٪ است که مربوط به تصویر اصلاحی توسط نرم افزار

MDT، با ضخامت برش 3 mm، فلز در فاصله 2/5 cm و انرژی 6 MV می باشد. همچنین بیشترین درصد خطا 1/09٪ است که مربوط به تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT، با ضخامت 3 mm، فلز در فاصله 2/5 cm و انرژی 15 MV می باشد.

**نتیجه گیری:** اصلاح آرتیفکت تصاویر تاثیر زیادی در میزان دوز برآورد شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray ندارد.

**کلمات کلیدی:** دوز پرتو درمانی، طراحی پرتو درمانی، آرتیفکت

**نویسنده مسئول:** شاهرخ ناصری، [naserish@mum.ac.ir](mailto:naserish@mum.ac.ir) ، ORCID: 0000-0002-6973-8586

آدرس: مشهد، بلوار وکیل آباد، پردیس دانشگاه، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی

۱- کارشناس ارشد گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- دانشیار مرکز تحقیقات پزشکی هسته ای، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۳- دانشجوی دکتری گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۴- استادیار مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

## مقدمه

طراحی درمان تاثیرگذار باشد (۵). یکی از مشکلات بوجود آمده در تصاویر CT دارای آرتیفکت، عدم تمایز بین ارگان های متفاوت می باشد (۴-۲). تلاش های اولیه به منظور اصلاح آرتیفکت فلز در تصاویر CT توسط Glover و همکارانش انجام گرفت (۶). Li و همکارانش نیز تحقیقاتی در زمینه نرم افزارهای تجاری اصلاح آرتیفکت فلز در فرآیند پرتو درمانی انجام دادند. آن ها مشاهده کردند که اصلاح آرتیفکت فلز در پرتو درمانی در تشخیص نواحی مورد نظر نقش موثری دارد، اما در برآورد توزیع دوز با اصلاح آرتیفکت فلز تفاوت معناداری حاصل نمی گردد (۷).

برای اصلاح آرتیفکت فلز، الگوریتم ها و روش های متنوعی وجود دارد. در تحقیق انجام شده توسط Huang (۸) سه نرم افزار تجاری فیلپس O-MAR<sup>۱</sup>، تصویربرداری طیفی تک رنگ Gemstone با استفاده از CT دو انرژی در سیستم های (GE's monochromatic) و نرم افزار (Gemstone Spectral Imaging; GSI) و نرم افزار کاهش آرتیفکت فلز MAR برای روش GSI مورد ارزیابی قرار گرفت. روش O-MAR تکراری اصلاح پروجکشن (Projection) ها می باشد، بدین صورت که پروجکشن های مخدوش شده در اثر حضور فلز شناسایی و پیش از بازسازی اصلاح می شوند. بر خلاف روش O-MAR که فقط یک نرم افزار اصلاح آرتیفکت فلز بری CT های متداول می باشد، در تصویربرداری تک رنگ GSI برای کاهش این آرتیفکت از داده های CT با دو انرژی پرتوی ۸۰ و ۱۲۰ کیلو ولت پیک استفاده می شود. با گرفتن

پرتو درمانی یکی از روش های مهم و اصلی در درمان و یا تسکین برای بیماران سرطانی می باشد (۱). در فرآیند پرتو- درمانی تصاویر (Computed Tomography; CT) نقش مهمی را ایفا می کنند و براساس آن ها طراحی درمان مناسب، شامل تشخیص دقیق مکان تومور، تعیین حجم تومور و ارگان های حساس، محاسبه دوز، شدت پرتو و زاویه مناسب تابش انجام می گیرد (۱).

با پیشرفت علم و تکنولوژی در حوزه سلامت، استفاده از پروتزهای فلزی به منظور درمان برخی از آسیب دیدگی ها در بدن انسان روز به روز در حال افزایش است (۲). اکثر پروتزهای فلزی از جنس تیتانیوم، آلومینیوم و فولاد ضد زنگ ساخته می شوند و در نواحی مختلف بدن مانند مفاصل زانو، شانه، لگن، ستون فقرات و سروگردن استفاده می شوند (۳). سیستم های طراحی درمان در رادیوتراپی با استفاده از تصاویر CT میزان دوز مورد نیاز را محاسبه می کنند. این تصاویر بر مبنای اعداد CT نمایش داده می شوند و این اعداد رابطه مستقیمی با چگالی الکترونی بافت مورد نظر دارند (۴). بدلیل اختلاف زیادی که بین اعداد CT مربوط به بافت و استخوان با پروتزهای فلزی جایگزین شده در بدن وجود دارد، تصاویر CT تهیه شده از نواحی دارای پروتز فلزی همواره دارای آرتیفکت (Artifact) و کیفیت پایین از لحاظ بصری می باشند. این امر از طرفی سبب ایجاد خطا در تعیین موقعیت و حجم دقیق تومور می شود و از طرف دیگر می تواند در محاسبات دوز توسط سیستم

<sup>۱</sup> Philips Orthopedic-Metal Artifact Reduction algorithm

تومورهای مغزی در حضور ایمپلنت دندان، خطایی بین ۱۱٪ تا ۱۳٪ گزارش شده است. Roberts (۱۳) و همکارانش به بررسی دقت و صحت اندازه‌گیری دوز توسط سیستم طراحی درمان، برای انرژی‌های ۶ و ۱۵ MV در عمق‌های مختلف، در فانتوم دارای پروتز فلزی پرداختند. این پروتزها از جنس‌های تیتانیوم و فولاد ساخته شده بودند. نتایج نشان دادند که بزرگترین اختلافات برای پرتو با انرژی بالاتر و در منطقه‌ی نزدیک به پروتز رخ داده است. تضعیف پرتو برای انرژی ۶ MV، ۱۱ درصد و برای انرژی ۱۵ MV، ۱۵ درصد بیش از حد مورد نظر در عمق ۱۱ سانتیمتری (۲/۵ سانتیمتر زیر پروتز) اندازه‌گیری شد. به طور میانگین تضعیف در انرژی‌های ۶ و ۱۵ MV برای پروتز فولادی ۴۰ درصد و برای پروتز تیتانیوم ۲۰ درصد اندازه‌گیری شد. خیرالله محمدی (۱۴) و همکارانش در پژوهشی به بررسی اختلاف دوز ناشی از الگوریتم‌های مختلف سیستم‌های طراحی درمان با دوز حاصل از شبیه‌سازی مونت کارلو در حضور فلزات فولاد و تیتانیوم به عنوان پروتز مفصل ران، در انرژی‌های مختلف فوتون، پرداختند. نتایج نشان دادند که میزان افت دوز ناشی از وجود پروتز مفصل ران قابل توجه است، و این در حالی است که هیچ یک از الگوریتم‌های سیستم طراحی درمان قادر به پیش‌بینی دقیق آن نیستند. Kwon (۱۵) و همکارانش برای ارزیابی تاثیر کاهش آرتیفکت فلز بر کیفیت تصاویر CT و دقت دوز محاسبه شده بیماران دارای تومور در ناحیه‌ی سر و گردن، از ۱۱ بیمار و یک فانتوم سفارشی به همراه یک مهره‌ی فلزی استفاده کردند. پس از تهیه‌ی تصاویر CT، تصاویر به دو صورت همراه با OMAR و بدون OMAR بازسازی شدند. نتایج نشان دادند که استفاده از الگوریتم OMAR باعث افزایش در اعداد CT و همچنین کاهش آرتیفکت فلز می‌شود. علاوه بر این دوز محاسبه شده در تصویر همراه با OMAR به دوز واقعی تحویل داده شده نزدیکتر بوده است. به طور کلی طراحی درمان پرتو درمانی برای بیماران سر و گردن با استفاده از تصاویر بازسازی شده توسط الگوریتم OMAR مناسب است.

بر این اساس با توجه به نقش حیاتی و مهم تصاویر CT در شبیه‌سازی پرتو درمانی، اصلاح آرتیفکت پروتزهای فلزی در فرآیند طراحی درمان ضروری به نظر می‌رسد (۱۶). این مطالعه به منظور ارزیابی محاسبات دوزیمتری سیستم طراحی درمان موجود (ISOgray) در تصاویر

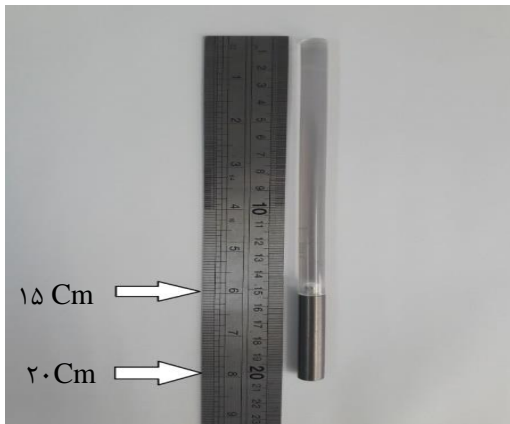
پروجکشن‌ها تصاویری می‌توان تولید نمود که علاوه بر کاهش آرتیفکت فلزی، گویا از یک پرتو تک انرژی یکس استفاده شده است. پس از طراحی سیستم GSI نرم افزاری اختصاصی نیز ایجاد شد که به صورت نرم افزاری، پس از بازسازی تصاویر GSI، به اصلاح این آرتیفکت می‌پردازد. در برخی از تحقیقات از تلفیق الگوریتم O-MAR و روش‌های بازسازی تصویر مانند روش بازگردان پروجکشن فیلتر شده (Filtered back projection) و روش‌های تکراری استفاده شد. مشخص گردیده است که روش بازسازی تاثیری بر کیفیت کاهش آرتیفکت فلز ندارد (۹). در برخی مطالعات نیز از تبدیل رادن و اصلاح نتایج این تبدیل استفاده شد که باز هم مشخص گردید در صورت دسترسی داشتن به داده‌های خام CT و اعمال تصحیحات به آن می‌توان نتایج بهتری در اصلاح آرتیفکت فلزی کسب نمود (۱۰). عبدلی (۱۱) و همکارانش پنج روش کاهش آرتیفکت فلز در تصاویر CT تهیه شده از ناحیه لگن را مورد ارزیابی قرار دادند. این روش‌ها عبارتند از درون‌یابی خطی یک بعدی پروجکشن‌های آسیب دیده در سینوگرام (One Dimensional Linear Interpolation)، درون‌یابی دو بعدی (Two Dimensional Interpolation)، روش کاهش نرمال آرتیفکت فلزی (Normalized Normalized)، روش حذف NMAR (Metal Artifact Reduction)، روش حذف فلز (Metal Deletion Technique; MDT) و حداکثر یک رویکرد تکمیلی خلفی (Maximum A Posteriori Completion; MAPC). ارزیابی‌های دیداری صورت گرفته از مجموعه داده‌های بالینی، برتری دو روش NMAR و MAPC را در کیفیت تصاویر ارگان‌های لگنی نشان داد.

Giantsoudi و همکارانش (۱۲) اثر آرتیفکت پروتزهای فلزی تصاویر CT را در طراحی درمان را مورد ارزیابی قرار دادند. در این مطالعه تاثیر انواع مختلف روش‌های پرتو درمانی، مکان‌های مختلف ایمپلنت و نواحی مختلف درمان، با استفاده از الگوریتم MAR، در طراحی درمان بررسی شد. نتایج نشان دادند که میزان اثر ایمپلنت‌های فلزی در پرتو درمانی با توجه به موقعیت ایمپلنت، وضعیت بیمار در حین درمان و سطح ناهمگنی بافت بسیار متفاوت است. در حضور ایمپلنت‌های فلزی بزرگ با چگالی بالا، مانند پروتز لگن در درمان سرطان پروستات، خطای اندازه‌گیری در پرتوهای فوتونی ۶ MV تا ۲۵٪ و در درمان

حاوی آرتیفکت فلز انجام شده است. همچنین تاثیر اصلاح آرتیفکت با امکانات نرم‌افزاری جانبی موجود نیز مورد ارزیابی قرار گرفته است.

### روش بررسی

در این مطالعه فانتومی استوانه ای شکل و همگن با قطر ۲۳ سانتی متر و ارتفاع ۲۳/۵ سانتی متر از جنس پرسپکس، دارای سه حفره به قطر یک سانتی متر و عمق ۲۰ سانتی-متر (شکل ۱) تهیه شد. یک حفره در مرکز فانتوم به منظور قرارگیری دوزیمتر فارمر و دو حفره در فواصل ۲/۵ و ۵ سانتی متری از مرکز فانتوم به منظور قرار گرفتن میله فلزی از جنس تیتانیوم، جایگزین پروتز، ایجاد شد (شکل ۲). تصاویر CT از فانتوم در دو ضخامت ۳ mm و ۵ mm برای هر اسلایس، در شرایط حضور فلز در فواصل ۲/۵ و ۵ سانتی متری و همچنین عدم حضور فلز تهیه شد. دستگاه سی‌تی‌اسکن مورد استفاده در این مطالعه دستگاه سی‌تی‌اسکن اسپیرال ۱۶ اسلایس مدل Neusoft می باشد. دستگاه شتاب دهنده خطی مورد استفاده در این تحقیق، مدل Precise ساخت شرکت Elekta می باشد که جهت درمان بیماران سرطانی با پرتوهای مگاولتاژ طراحی شده است.



شکل ۲: میله فلزی جایگزین پروتز، طول دسته ۱۵ سانتی متر و نوک فلزی ۵ سانتی متر

در این تحقیق طراحی درمان بر روی حجم کانتور شده و رسم منحنی های DVH<sup>۱</sup> به منظور نمایش میزان دوز رسیده به ناحیه مورد نظر توسط نرم‌افزار طراحی درمان ISOgray انجام شد. نرم افزار MDT با استفاده از تکنیک حذف فلز، آرتیفکت مصنوعات فلزی را در تصاویر CT (فایل های DICOM<sup>۲</sup> هر اسکنر) کاهش می دهد. نرم افزار MDT ابتدا از تفاوت مقادیر پیکسل ها، فلز را شناسایی می کند (۱۸). سپس با حذف این پیکسل ها و جایگذاری مقادیر میانگین اطراف آن ناحیه که به اصطلاح درون‌یابی<sup>۳</sup> گفته می شود، اقدام به بازسازی تصویر می کند. این نرم افزار در محیط لینوکس (Fedora Core 25) اجرا می شود و سورس آزاد<sup>۴</sup> می باشد. پس از نصب این نرم‌افزار و ارسال فایل های DICOM به آن، به طور خودکار به پردازش این فایل ها می‌پردازد. تصاویر CT که از فانتوم طراحی شده تهیه شد شامل این موارد می‌باشد:

- ۱- تصویر فانتوم، بدون میله فلزی.
- ۲- تصویر فانتوم به همراه میله فلزی در فاصله ی ۲/۵ سانتی متری از مرکز فانتوم، با ضخامت ۳ mm برای هر برش<sup>۵</sup>.
- ۳- تصویر فانتوم به همراه میله فلزی در فاصله ی ۲/۵ سانتی متری از مرکز فانتوم، با ضخامت ۵ mm برای هر برش.



شکل ۱: فانتوم استوانه ای همگن

<sup>۴</sup> Open source

<sup>۵</sup> Slice

<sup>۱</sup> Dose Volume Histogram

<sup>۲</sup> Digital Imaging and Communications in Medicine

<sup>۳</sup> Interpolatin

۲۱°C و فشار هوای ۹۰/۳۳ kpa در اتاق شتاب دهنده ثبت گردید. سپس مرکز فانتوم در نقطه‌ی آیزوسنتر دستگاه شتاب دهنده، به نحوی که راستای حفره‌ها عمود بر سطح افق قرار گرفتند، تنظیم شد. با استفاده از دستگاه شتاب دهنده، فانتوم تحت تابش ۱۰۰ MU با انرژی های ۶MV، ۱۰MV و ۱۵ MV با اندازه میدان ۱۰×۱۰cm<sup>2</sup> قرار داده شد. مقدار بار الکتریکی تولید شده در اتاقک یونیزاسیون فارمر توسط دستگاه الکترومتر اندازه‌گیری شد. برای اطمینان از صحت اندازه‌گیری، فرآیند تابش و اندازه‌گیری در سه مرحله تکرار، و سپس میانگین مقادیر بار الکتریکی محاسبه شد. برای تعیین میزان دوز رسیده از رابطه (۱) بیان شده در پروتکل TG-۵۱ استفاده شد (۱۷). این محاسبات توسط نرم‌افزار Excel ورژن ۲۰۱۳ انجام شد.

$$D_W^Q = MK_Q N_{DW} \quad (1)$$

در این رابطه  $D_W^Q$  دوز جذبی برای پرتویی با کیفیت Q در نقطه مرجع، M مقدار خوانش الکترومتر،  $N_{DW}$  ضریب کالیبراسیون دوزیمتر فارمر و  $K_Q$  ضریب تبدیل کیفیت است. در یک اتاقک یونیزاسیون، خوانش باری که به صورت کامل تصحیح شده باشد از رابطه (۲) بدست می‌آید.

$$M = M_{raw} P_{ion} P_{T,P} P_{elc} P_{pol} \quad (2)$$

که در آن  $M_{raw}$  مقدار اولیه خوانش<sup>۲</sup> اتاقک بر حسب کولن،  $P_{ion}$  ضریب تصحیح باز ترکیب<sup>۳</sup>،  $P_{T,P}$  ضریب تصحیح دما و فشار هوا<sup>۴</sup>،  $P_{elc}$  ضریب کالیبراسیون الکترومتر<sup>۵</sup> و  $P_{pol}$  ضریب تصحیح قطبش<sup>۶</sup> می‌باشد (۱۹).

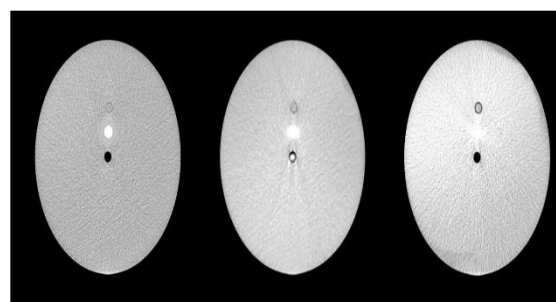


شکل ۴: قرار گیری فارمر و میله فلزی در فانتوم به منظور اندازه‌گیری دوز رسیده به مرکز فانتوم

۴- تصویر فانتوم به همراه میله‌ی فلزی در فاصله ی ۵ سانتی متری از مرکز فانتوم، با ضخامت ۳ mm برای هر برش.

۵- تصویر فانتوم به همراه میله ی فلزی در فاصله ی ۵ سانتی متری از مرکز فانتوم، با ضخامت ۵ mm برای هر برش.

با تشخیص متخصص رادیولوژی پس از بررسی و مقایسه تصاویر، وجود آرتیفکت در تصاویر همراه با فلز تایید شد. به منظور اصلاح و کاهش آرتیفکت موجود در تصاویری که فلز درون فانتوم قرار گرفته بود، از دو روش استفاده شد. در روش اول از الگوریتم خود دستگاه CT و در روش دوم از نرم‌افزار MDT استفاده شد (شکل ۳). در مرحله محاسبه دوز توسط سیستم طرح درمان، تصاویر متفاوت تهیه شده از فانتوم وارد سیستم ISOgray شدند. ابتدا میزان مانیتور یونیت<sup>۱</sup> مورد نیاز برای رسیدن دوز ۱۰۰ cGy به مرکز فانتوم در مد فوتونی ۶، ۱۰ و ۱۵ مگا ولتاژ توسط نرم افزار طراحی درمان محاسبه شد. سپس میزان دوز رسیده به مرکز فانتوم در صورت تابش ۱۰۰ MU محاسبه گردید.



شکل ۳: تصویر CT تهیه شده از فانتوم به همراه فلز در ۲/۵ سانتی متری از مرکز فانتوم. بدون اصلاح (راست)، اصلاح شده توسط دستگاه CT (وسط) و توسط نرم افزار MDT (چپ)

در این تحقیق برای اندازه‌گیری دوز رسیده به مرکز فانتوم از دوزیمتر فارمر به همراه دستگاه الکترومتر شرکت Wellhofer مدل Dose1 استفاده شد (شکل ۴). در این تحقیق، دوزیمتر فارمر کالیبره شده با ضریب کالیبراسیون ۴/۸۱ Gy/nC درحفره مرکزی فانتوم قرار داده شد. دمای

<sup>۴</sup> Temperature and Pressure Variations

<sup>۵</sup>Inaccuracy of the Electrometer if Calibrated Separately

<sup>۶</sup> Chamber Polarity Effects

<sup>۱</sup> Unit Monitor

<sup>۲</sup> Uncorrected Ion Chamber Reading

<sup>۳</sup> Corrects for Ion Recombination

## یافته ها

میانگین بار الکتریکی قرائت شده توسط دوزیمتر فارمر در فرمول ۱ قرار داده شد و دوز جذبی رسیده به مرکز فانتوم در شرایط عدم حضور فلز و وجود فلز با انرژی های متفاوت و همچنین در نظر گرفتن دما، فشار محیط و ضریب کالیبراسیون دوزیمتر فارمر محاسبه شد. این مقادیر در جدول ۱ ثبت گردید. در جدول ۲ مقادیر دوز رسیده به ازای ۱۰۰ MU به مرکز فانتوم در تصاویر مختلف CT و انرژی های متفاوت مشاهده می شود. این مقادیر توسط نرم افزار ISOgray محاسبه گردید. درصد اختلاف دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray برای تصاویر اصلاح شده توسط دستگاه CT و نرم افزار MDT نسبت به تصاویر اصلاح نشده محاسبه شد که در جدول ۳ مشاهده می شود.

## بحث و نتیجه گیری

بیشترین درصد اختلاف دوز، در تصاویر اصلاح شده نسبت به تصاویر اصلاح نشده، ۰/۷٪ می باشد (جدول ۳). دلیل این میزان اختلاف ناچیز را می توان غیر واقعی بودن اعداد CT ناحیه دارای فلز دانست. نرم افزار طراحی درمان در مواردی که اعداد CT از یک میزان مشخص بالاتر باشد، این اعداد را به اعداد کمتر تقلیل می دهد (نزدیک به عدد CT استخوان)، و به دنبال آن پس از اصلاح آرتیفکت فلز توسط نرم افزار، عملاً عدد CT بدست آمده برای TPS با حالت بدون اصلاح تفاوت چندانی نخواهد کرد.

نتایج بدست آمده نشان می دهد که درصد اختلاف دوز محاسباتی با سیستم طرح درمان میان تصاویر CT اصلاح شده با تصاویر CT اصلاح نشده نسبت به تصاویر CT اصلی کمتر از ۲٪ بوده است. مقدار دوز محاسبه شده برای تصاویری که فلز به مرکز فانتوم نزدیکتر بوده (در فاصله ۲/۵ cm نسبت به شرایطی که فلز در فاصله دورتر از مرکز فانتوم قرار داشته، به میزان ۱/۳-۰/۰ cGy بیشتر بوده است. همچنین تفاوت در ضخامت هر اسلایس در تصاویر تهیه شده نیز اختلاف دوزی بین ۰/۴-۰ cGy ایجاد کرده است. کمترین درصد خطا ۰/۱٪ است که مربوط به تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT، با ضخامت ۳ mm، فلز در فاصله ۲/۵ cm و فوتون ۶ MV می باشد. همچنین

بیشترین درصد خطا ۱/۰۹٪ است که مربوط به تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT، با ضخامت ۳ mm، فلز در فاصله ۲/۵ cm و انرژی ۱۵ MV می باشد. در تحقیق صورت گرفته توسط Kwon و همکارانش (۱۴) مشخص شد که برآورد دوز با استفاده از تصاویر اصلاح شده خطای کمتری نسبت به دوز تعیین شده با استفاده از تصاویر بدون اصلاح دارد. میزان خطای دوز تعیین شده در مقالات متفاوت است. به عنوان مثال این مقدار در تحقیق صورت گرفته توسط Roberts (۱۲) برای انرژی ۶ MV، ۱۱٪ و در انرژی ۱۵ MV، ۱۵٪ و در تحقیق Giantsoudi (۱۱) برای انرژی ۶ MV، ۲۵٪ است. در تحقیقات انجام شده توسط Roberts تاثیر وجود آرتیفکت فلز بر نتایج دوزیمتری TPS و اصلاح چگالی الکترونی آن در داخل TPS مورد ارزیابی قرار گرفت. تفاوت های ایجاد شده در دیگر مقالات (۱۱، ۱۲) با تحقیق حاضر به دلیل تفاوت در ابعاد پروتز و فانتوم، جنس پروتز، فاصله پروتز از ناحیه تحت تابش و تفاوت در سیستم طراحی درمان مورد استفاده می باشد.

با تشخیص متخصص رادیولوژی، در تصاویر CT تهیه شده از فانتوم، پس از اصلاح آرتیفکت فلز موجود در این تصاویر توسط نرم افزار MDT و دستگاه CT می توان نتیجه گرفت که کیفیت تصاویر از لحاظ بصری افزایش یافته است. مقایسه نتیجه حاصل شده از نرم افزار MDT با نتایج بدست آمده در دیگر تحقیقات صورت گرفته از لحاظ بصری مانند Morsbach و همکاران و Peng و همکاران، که از روش های متفاوتی به منظور اصلاح آرتیفکت فلز استفاده کرده اند، عملکرد قابل قبول این نرم افزار در بهبود کیفیت تصویر را نشان می دهد (۲۱، ۲۰). در شکل های زیر نتایج اصلاح آرتیفکت فلز در فانتوم فک (شکل ۵) و فانتوم لگن (شکل ۶) به دو روش  $L_1$  و NMAR<sup>۲</sup> که در پژوهش Peng (۲۱) و همکاران بدست آمده است برای مقایسه با تصاویر اصلاح شده فانتوم مورد استفاده در این تحقیق (شکل ۷) مشاهده می شود.

با توجه به مقادیر دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و مقادیر دوز اندازه گیری شده توسط دوزیمتر فارمر مشاهده می شود که دوز در شرایط وجود فلز نسبت به شرایط عدم وجود فلز در فانتوم مقدار کمتری

<sup>۲</sup> Normalized Metal Artifact Reduction

<sup>۱</sup> One-dimensional Linear Interpolation

جدول ۱: دوز جذبی رسیده به مرکز فانتوم به ازای ۱۰۰ MU تابش بر حسب سانتی گراد

فاصله‌ی فلز از مرکز فانتوم (cm)	انرژی (MV)	دوز اندازه‌گیری شده توسط فارمر (cGy)
۲/۵	۶	۶۹/۲۳
	۱۰	۷۴/۶۴
	۱۵	۷۷/۹۱
۵	۶	۶۹/۰۱
	۱۰	۷۴/۵۶
	۱۵	۷۷/۸۶

Cm: سانتی متر MV: مگا ولتاژ cGy: سانتی گری

جدول ۲: دوز جذبی محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray به ازای ۱۰۰ MU به مرکز فانتوم بر حسب سانتی گری

فاصله‌ی فلز از مرکز فانتوم (cm)	ضخامت هر اسلایس (mm)	انرژی (MV)	تصاویر بدون اصلاح Dose (cGy)	تصاویر اصلاح شده توسط دستگاه CT Dose (cGy)	تصاویر اصلاح شده توسط الگوریتم MDT Dose (cGy)
۵	۳	۶	۶۹/۲۸	۶۸/۸۹	۶۹/۴۸
	۱۰	۱۰	۷۷/۷۵	۷۷/۴۵	۷۷/۹۴
	۱۵	۱۵	۸۲/۱۱	۸۱/۸۴	۸۲/۲۷
۲/۵	۳	۶	۶۹/۶۳	۶۹/۱	۶۹/۸۶
	۱۰	۱۰	۷۸/۱	۷۷/۵۹	۷۸/۲۹
	۱۵	۱۵	۸۲/۳۶	۸۱/۹۵	۸۲/۵۸
۵	۵	۶	۶۹/۳۳	۶۸/۹۷	۶۹/۴۷
	۱۰	۱۰	۷۷/۸۱	۷۷/۵	۷۷/۹۴
	۱۵	۱۵	۸۲/۱۵	۸۱/۸۸	۸۲/۲۷
۲/۵	۵	۶	۶۹/۵۳	۶۹/۱	۶۹/۴۶
	۱۰	۱۰	۷۷/۹۸	۷۷/۶۱	۷۷/۹۳
	۱۵	۱۵	۸۲/۲۹	۸۱/۹۸	۸۲/۲۴

(Cm: سانتیمتر، mm: میلی متر، MV: مگا ولتاژ، cGy: سانتی گری، CT: Metal Deletion Technique: computed tomography MDT)

جدول ۳: درصد اختلاف دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray برای تصاویر

اصلاح شده نسبت به تصاویر اصلاح نشده

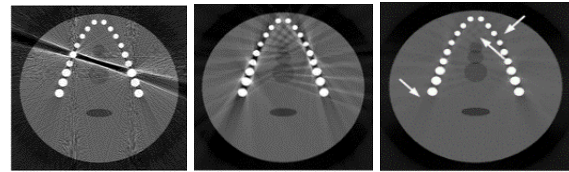
فاصله‌ی فلز از مرکز فانتوم (cm)	ضخامت هر اسلایس (mm)	انرژی (MV)	تصاویر اصلاح شده توسط دستگاه CT	تصاویر اصلاح شده توسط الگوریتم MDT
۵	۳	۶	٪۰/۱۵	٪۰/۳
	۱۰	۱۰	٪۰/۴	٪۰/۲
	۱۵	۱۵	٪۰/۳	٪۰/۲
۲/۵	۳	۶	٪۰/۱۷	٪۰/۳
	۱۰	۱۰	٪۰/۱۶	٪۰/۲
	۱۵	۱۵	٪۰/۱۵	٪۰/۳
۵	۵	۶	٪۰/۱۵	٪۰/۲
	۱۰	۱۰	٪۰/۴	٪۰/۲
	۱۵	۱۵	٪۰/۳	٪۰/۱
۲/۵	۵	۶	٪۰/۱۶	٪۰/۱
	۱۰	۱۰	٪۰/۱۵	٪۰/۱
	۱۵	۱۵	٪۰/۴	٪۰/۱

بیشترین درصد اختلاف دوز در تصاویر اصلاح شده نسبت به تصاویر اصلاح نشده ٪۰/۱۷ می‌باشد.

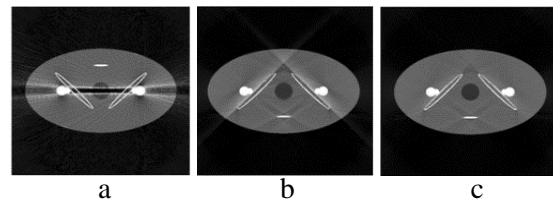
طراحی درمان در مواردی که اعداد CT از یک میزان مشخص بالاتر باشد، این اعداد را به اعداد کمتر تقلیل می دهد (نزدیک به عدد CT استخوان) (۲۲)، و به دنبال آن پس از اصلاح آرتیفکت فلز توسط نرم افزار MDT، عملاً عدد CT بدست آمده برای TPS با حالت بدون اصلاح تفاوت چندانی نخواهد کرد.

با توجه به مقادیر درصد خطای بدست آمده ناشی از وجود فلز، کمترین درصد خطا ۰/۱٪ است که مربوط به تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT، با ضخامت mm ۳، فلز در فاصله cm ۲/۵ و انرژی MV ۶ می باشد. در این قسمت درصد خطای مربوط به تصاویر بدون اصلاح ۰/۳۴٪ و تصاویر اصلاح شده توسط دستگاه CT برابر ۰/۷۳٪ می باشد. همچنین بیشترین درصد خطا ۱/۰۹٪ است که مربوط به تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT، با ضخامت mm ۳، فلز در فاصله cm ۲/۵ و انرژی MV ۱۵ می باشد. در این قسمت درصد خطای مربوط به تصاویر بدون اصلاح ۰/۸۱٪ و تصاویر اصلاح شده توسط دستگاه CT برابر ۰/۲۸٪ می باشد.

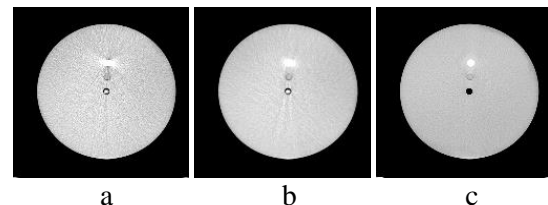
نتیجه گیری نهایی مطالعه ی حاضر به این صورت بیان می شود که اصلاح آرتیفکت تصاویر، تاثیر زیادی در میزان دوز برآورد شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray ندارد. همچنین استفاده از نرم افزار MDT به منظور حذف آرتیفکت فلز در تصاویر CT باعث بهبود کیفیت بصری در این تصاویر می شود. بر این اساس با توجه به محدودیت های منابع مالی مراکز رادیوتراپی کشور در خریداری و افزایش امکانات جانبی به سیستم طراحی درمان، به منظور حذف آرتیفکت فلزی، شایسته است که از نرم افزار MDT استفاده شود. بدین صورت که پس از انجام تصویربرداری CT از این نرم افزار استفاده نموده و سپس، خروجی آن برای انجام کانتورینگ<sup>۱</sup> در اختیار آنکولوژیست قرار داده شود. در این شرایط ترسیم ارگان های حساس و هدف درمان رادیوتراپی با دقت بهتری انجام خواهد شد. همچنین انجام مطالعاتی در زمینه های توسعه روشی به منظور اصلاح کمی آرتیفکت فلز. (این روش باید بتواند در نواحی دارای پروتز فلزی اعداد CT مربوط به همان فلز را جایگزین کند)، توسعه روشی برای برآورد دوز در شرایط حضور اعداد CT بالا، مقایسه خطای برآورد دوز توسط سیستم طراحی



شکل ۵: اصلاح آرتیفکت فلز در فانتوم فک در پژوهش Peng  
a: تصویر فانتوم فک همراه با فلز و بدون اصلاح b: تصویر اصلاح شده به روش L1. c: تصویر اصلاح شده به روش NMAR



شکل ۶: اصلاح آرتیفکت فلز در فانتوم لگن در پژوهش Peng  
a: تصویر فانتوم لگن همراه با فلز و بدون اصلاح b: تصویر اصلاح شده به روش L1. c: تصویر اصلاح شده به روش NMAR



شکل ۷: اصلاح آرتیفکت فلز در فانتوم استفاده شده در این پژوهش  
a: تصویر فانتوم مورد استفاده در این پژوهش همراه با فلز و بدون اصلاح. b: تصویر اصلاح شده توسط دستگاه CT. c: تصویر اصلاح شده توسط نرم افزار MDT

بدست آمده است، که دلیل این موضوع را می توان ضریب جذب بالای فلز عنوان کرد.

با توجه به نتایج بدست آمده، بیشترین درصد اختلاف دوز در تصاویر اصلاح شده نسبت به تصاویر اصلاح نشده ۰/۷٪ می باشد. دلیل این میزان اختلاف ناچیز را می توان غیر واقعی بودن اعداد CT ناحیه دارای فلز دانست. نرم افزار

<sup>۱</sup> Contouring



**منابع**

1. Bockisch A, Freudenberg LS, Schmidt D, Kuwert T, editors. Hybrid imaging by SPECT/CT and PET/CT :proven outcomes in cancer imaging. Seminars in nuclear medicine; 2009: Elsevier.
2. Chapman D, Smith S, Barnett R, Bauman G, Yartsev S. Optimization of tomotherapy treatment planning for patients with bilateral hip prostheses. Radiation Oncology 2014; 9(1): 43.
3. Glide-Hurst C, Chen D, Zhong H, Chetty I. Changes realized from extended bit-depth and metal artifact reduction in CT. Medical physics 2013; 40(6): 061711.
4. Chen Y, Li Y, Guo H, Hu Y, Luo L, Yin X, et al. CT metal artifact reduction method based on improved image segmentation and sinogram in-painting. Mathematical Problems in Engineering 2012; 2012: 18.
5. Laguda EJ. Dosimetric Evaluation of Metal Artefact Reduction using Metal Artefact Reduction (MAR) Algorithm and Dual-energy Computed Tomography (CT) Method 2016.
6. Glover GH, Pelc NJ. An algorithm for the reduction of metal clip artifacts in CT reconstructions. Med Phys. 1981; 8(6):7 99-807.
7. Li H, Noel C, Chen H, Harold Li H, et al. Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. Medical physics 2012; 39(12): 7507-17.
8. Huang JY, Kerns JR, Nute JL, Liu X, et al. An evaluation of three commercially available metal artifact reduction methods for CT imaging. Physics in Medicine & Biology 2015; 60(3): 1047.
9. Jeong S, Kim SH, Hwang EJ, Shin C-i, et al. Usefulness of a metal artifact reduction algorithm for orthopedic implants in abdominal CT: phantom and clinical study results. American Journal of Roentgenology 2015; 204(2): 307-17.
10. Joemai R, de Bruin PW, Veldkamp WJ, Geleijns J. Metal artifact reduction for CT: Development, implementation, and clinical comparison of a generic and a scanner-specific technique. Medical physics 2012; 39(2): 1125-32.

درمان در پروتز های فلزی با آلیاژ های متفاوت، مقایسه تاثیر اصلاح آرتیفکت پروتز فلزی در برآورد دوز توسط سیستم های طراحی درمان متفاوت و مقایسه اصلاح آرتیفکت پروتز فلزی به روش های متفاوت و تاثیر آن ها در برآورد دوز توسط سیستم طراحی درمان پیشنهاد می گردد.

**سپاسگزاری**

این مقاله برگرفته از پایان نامه مقطع کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی می باشد. نویسندگان از دانشگاه علوم پزشکی مشهد جهت حمایت مالی طرح صمیمانه تشکر می نمایند.

11. Abdoli M, Mehranian A, Ailianou A, Becker M, et al. Assessment of metal artifact reduction methods in pelvic CT. *Medical physics* 2016; 43(4): 1588-97.
12. Giantsoudi D, De Man B, Verburg J, Trofimov A, et al. Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction. *Physics in Medicine and Biology* 2017; 62(8): R49.
13. Roberts R. How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis? *Physics in medicine and biology*. 2001; 46(9): N227.
14. Hasani, Mohammadi, Khairullah, Gholami, Soraya, Nabavi. A Study of the Precise Algorithm of the Radiation Design System in the Prognosis of the Prosthodontal Prosthodontion Using Montecarlo Simulation. *Razi Medical Journal*. 2016; 23 (147): 64-73. [Persian]
15. Kwon H, Kim K, Chun Y, Wu H, Carlson J, Park J, et al. Evaluation of a commercial orthopaedic metal artefact reduction tool in radiation therapy of patients with head and neck cancer. *The British journal of radiology* 2015; 88(1052): 20140536.
16. Andersson KM, Ahnesjö A, Dahlgren CV. Evaluation of a metal artifact reduction algorithm in CT studies used for proton radiotherapy treatment planning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2014; 15(5): 112-9.
17. Spadea MF, Verburg J, Baroni G, Seco J. Dosimetric assessment of a novel metal artifact reduction method in CT images. *Journal of applied clinical medical physics* 2013; 14(1): 299-304.
18. ReVision Radiology: CT metal artifacts reduction using the Metal Deletion Technique (MDT). Available :<http://www.revisionrads.com/>. Accessed 20 May; 2018.
19. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson W, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical physics* 1999; 26(9): 1847-70.
20. Morsbach F, Bickelhaupt S, Wanner GA, Krauss A, et al. Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions. *Radiology* 2013; 268(1): 237-44.
21. Peng C, Qiu B, Li M, Guan Y, et al. Gaussian diffusion sinogram inpainting for X-ray CT metal artifact reduction. *Biomedical engineering online* 2017; 16(1): 1.
22. Schneider W, Bortfeld T, Schlegel W. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Physics in Medicine & Biology* 2000; 45(2): 459.