

## بررسی تأثیر مشخصات فیزیکی ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای بر توزیع دوز نخاع

مرجان علی‌نژاد<sup>۱</sup>، دکتر پروانه شکرانی<sup>۲</sup>، دکتر علیرضا عموحیدری<sup>۳</sup>، دکتر مریم عطارد<sup>۴</sup>

### مقاله پژوهشی

#### چکیده

**مقدمه:** در پرتودرمانی، حضور ایمپلانت‌های فلزی بر توزیع دوز تأثیر می‌گذارد. این اثر، علاوه بر انرژی پرتو به نوع، اندازه، جنس و موقعیت قرارگیری ایمپلانت بستگی دارد. در این تحقیق، تأثیر ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای بر توزیع دوز در نخاع، توسط شبیه‌سازی Monte Carlo بررسی شد.

**روش‌ها:** شتاب دهنده‌ی انکور، فانتوم آب، فانتوم پلکسی‌گلاس حاوی ستون مهره‌ای و فانتوم پلکسی‌گلاس حاوی ستون مهره‌ای و ایمپلانت‌های میله‌ای توسط کدهای کاربر BEAMnrc و DOSXYZnrc شبیه‌سازی و اعتبارسنجی شد. اثر حضور ایمپلانت‌ها و تغییر اندازه، جنس و موقعیت ایمپلانت‌ها بر توزیع دوز بررسی شد.

**یافته‌ها:** مقایسه توزیع دوز با و بدون ایمپلانت، نشان دهنده‌ی افزایش دوز ناشی از الکترون‌های برگشتی از سطح فلز تا ۵/۵ درصد و تا فاصله‌ی ۴ mm از سطح فلز بود. بیشترین تضعیف، ناشی از فلز تایتانیوم ۹ درصد بود. با کاهش فاصله‌ی بین میله‌ها، افزایش اثر تضعیف و با کاهش فاصله‌ی میله‌ها از نخاع، افزایش دوز در نخاع مشاهده شد. کاهش قطر میله‌ها سبب کاهش تغییرات دوز شد. تغییر جنس ایمپلانت‌ها از تایتانیوم به ویتالیوم و استیل، تضعیف را به میزان ۲ برابر افزایش داد.

**نتیجه‌گیری:** آشننگی دوز ناشی از ایمپلانت، در نخاع قرار گرفته در سایه‌ی فلز به صورت کاهش و در نخاع قرار گرفته بین دو میله، به صورت هم‌افزایش و هم‌کاهش بود. اثر اندازه‌ی ایمپلانت با بزرگ شدن قطر آن و اثر جنس، زمانی که نخاع در سایه‌ی ایمپلانت واقع شود، اهمیت بیشتری می‌یابد. به طور کلی، تأثیر ایمپلانت بر توزیع دوز نخاع، تابعی از اندازه، جنس و موقعیت قرارگیری ایمپلانت است. بنابراین بررسی توزیع دوز برای این بیماران توصیه می‌شود.

**واژگان کلیدی:** ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای، پرتودرمانی متاستاز مهره‌ها، توزیع دوز، شبیه‌سازی Monte Carlo

**ارجاع:** علی‌نژاد مرجان، شکرانی پروانه، عموحیدری علیرضا، عطارد مریم. بررسی تأثیر مشخصات فیزیکی ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای بر توزیع دوز نخاع. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۲؛ ۳۱ (۲۶۲): ۱۹۱۹-۱۹۳۱

#### مقدمه

تجهیزات ثابت کننده‌ی ستون مهره‌ای می‌باشد، انجام می‌شود. زمانی که از ترکیب جراحی و رادیوتراپی استفاده شود، جراحی قبل از رادیوتراپی انجام می‌گیرد تا از شدت عوارض ناشی از پرتودرمانی کاسته شود

رادیوتراپی یکی از رایج‌ترین روش‌ها برای درمان متاستاز ستون مهره‌ای است، که هم به تنهایی و هم به صورت ترکیب با جراحی، که همراه با قرار دادن

\* این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد به شماره‌ی ۳۹۱۳۰۱ در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است.

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- دانشیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- انکولوژیست پرتویی، بخش رادیوتراپی، بیمارستان میلاد اصفهان، اصفهان، ایران

۴- استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، شهرکرد، ایران

Email: shokrani@med.mui.ac.ir

نویسنده‌ی مسؤول: دکتر پروانه شکرانی

(۱). یکی از عوارض مهم پرتودرمانی این عضو، عارضه‌ی میولوپاتی است که وقوع آن وابسته به مقدار دوز تابشی رسیده به طناب نخاعی می‌باشد (۲). مقدار دوز تابشی کل برای بروز میولوپاتی،  $4500 \text{ cGy}$  است (۳). با این حال، حساسیت افراد مختلف نقش مهمی در آستانه‌ی تحمل تابشی بازی می‌کند (۲)؛ به طوری که وقوع آن در دوز  $3350 \text{ cGy}$  نیز گزارش شده است (۴). بنابراین، جهت به دست آوردن نتایج رضایت بخش کلینیکی، مقدار ایمنی برای دوز تابشی به طناب نخاعی وجود ندارد (۵-۶). حضور تجهیزات ثابت کننده‌ی ستون مهره‌ای، محاسبات دوز ایمن و مؤثر برای پروتکل درمانی بیماران را پیچیده می‌کند (۷).

امروزه از فلزات مختلفی مانند آلیاژهای تایتانیوم، ویتالیوم (آلیاژ ترکیبی کبالت، کرومیوم، مولیبدنیوم) و فولاد ضد زنگ، به عنوان تجهیزات ثابت کننده‌ی ستون مهره‌ای استفاده می‌شود (۸). تحقیقات نشان داده است که حضور ایمپلانت‌های فلزی با عدد اتمی بالا در فیلدهای درمانی، به عنوان یک ناهمگنی بر توزیع دوز تأثیر می‌گذارد (۹-۱۲، ۲). بیشترین بهره‌ی رادیوتراپی، زمانی حاصل می‌شود که تصحیحات لازم برای دوز جذبی انتقال داده شده به همه‌ی بافت‌های تحت تابش، با حضور غیر یکنواختی‌ها محاسبه شود. وجود غیر یکنواختی‌ها، تغییراتی در توزیع دوز ایجاد می‌کند که چگونگی و میزان آن به شکل هندسی، جنس غیر یکنواختی‌ها، موقعیت آن نسبت به ارگان‌ها و به کیفیت پرتو بستگی دارد. به طور کلی، اثر غیر یکنواختی می‌تواند در دو گروه طبقه‌بندی شود:

۱. تغییر جذب پرتوهای اولیه و شکل پرتوهای پراکنده‌ی همراه آن

۲. تغییر در فلوی الکترون‌های ثانویه (۱۳). مطالعاتی که در زمینه‌ی تأثیر ایمپلانت‌های فلزی بر دوز نخاع صورت گرفته است، نتایج متناقضی را نشان می‌دهد (۱۱، ۷). این مطالعات نشان دهنده‌ی محدودیت تجهیزات اندازه‌گیری و عدم توانایی سیستم‌های طراحی درمان برای محاسبات دوز (۱۶-۱۴) در مرز مشترک (۱۳) بین دو بافت متفاوت و بافت-فلز می‌باشد. در مواردی که محدودیت‌های فوق وجود دارد، استفاده از روش محاسباتی Monte Carlo توصیه می‌شود. بنابراین، هدف از این تحقیق بررسی تأثیر ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای بر توزیع دوز و شناسایی عوامل تأثیرگذار بر دوز نخاع توسط شبیه‌سازی Monte Carlo بود.

### روش‌ها

از کد شبیه‌سازی EGSnrc Monte Carlo، و کدهای کاربری BEAMnrc (۱۷) جهت شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی و DOSXYZnrc (۱۸) جهت شبیه‌سازی فانتوم استفاده شد.

### شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی و اعتبارسنجی آن

در این مطالعه شتاب دهنده‌ی خطی انکور برای پرتو  $6 \text{ MV}$  شبیه‌سازی شد. بدین منظور، از اطلاعات مربوط به ساختار و هندسه‌ی قسمت‌های مختلف سر شتاب دهنده‌ی خطی که توسط کارخانه‌ی سازنده‌ی دستگاه ارائه شده بود، به عنوان اطلاعات اولیه‌ی سر شتاب دهنده‌ی خطی استفاده شد.

سر شتاب دهنده از قسمت‌هایی چون چشمه‌ی الکترون، هدف برم اشتراالانگ، کولیماتور اولیه و فیلتر مسطح کننده، اتاقک یونش، آینه، کولیماتور ثانویه،

بیلدآپ و ناحیه‌ی بعد از بیلدآپ و در نواحی عمیق‌تر انجام شد.

### اندازه‌گیری و محاسبه‌ی دوز در فانتوم‌های حاوی

#### میله‌های تایتانیومی

الف: شبیه‌سازی فانتوم حاوی ستون مهره و میله‌های تایتانیومی و اعتبارسنجی آن: فانتوم ستون مهره‌ای از استوانه‌ای به قطر ۳۰ mm، از جنس پلی تترافلورو اتیلین (PTFE) یا (Polytetrafluoroethylene) با نام تجاری تفلون با چگالی  $2/2 \text{ gr/cm}^3$  به عنوان استخوان ساخته شد. استوانه‌ای به قطر ۱۰ mm، از جنس پلی اتیلن با چگالی  $0/9 \text{ gr/cm}^3$  به عنوان طناب نخاعی و دو میله‌ی تایتانیومی (Synthes, Switzerland) به قطر ۶ mm، با چگالی  $4/5 \text{ gr/cm}^3$  در سه سوراخ تعبیه شده در ستون مهره‌ها قرار داده شد. این مجموعه، در فانتوم آب با ابعاد  $40 \times 40 \times 20 \text{ cm}^3$  به صورتی قرار گرفته است که سطح آن در عمق ۵ cm آب قرار می‌گیرد. اندازه‌گیری و محاسبات دوز در میدان  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ،  $8 \times 20 \text{ cm}^2$ ، SSD = ۹۵ cm، تحت تابش فوتون با انرژی ۶ MV و در عمق ۱۰ cm انجام شد. برای محاسبه‌ی پروفایل دوز، اندازه‌ی پیکسل‌ها در سه ناحیه‌ی خارج از فیلد، ناحیه‌ی نیم‌سایه و در ناحیه‌ی داخل فیلد در جهت‌های x و y به ترتیب برابر (۰/۶ cm، ۰/۲ cm و ۱ cm) و در جهت محور z در ناحیه‌ی قبل از بیلدآپ و ناحیه‌ی بعد از بیلدآپ و در نواحی عمیق‌تر به ترتیب برابر (۰/۳ cm، ۰/۶ cm و ۱ cm) بود. اعتبارسنجی محاسبات دوز در این مجموعه‌ی فانتوم، با مقایسه‌ی پروفایل‌های محاسبه شده و اندازه‌گیری شده در عمق ۱۰ cm انجام شد.

کولیماتور چند برگه‌ای و فاصله‌ی هوایی بین سر دستگاه و نقطه‌ی هم مرکز تشکیل شده است که به ترتیب با مدل‌های Slab، Flattening filter، CHAMBER، MIRROR، JAWS، MLC و Slab در محیط Linux و توسط کامپیوتر RAM = ۴ Gb، CPU M5۲۰، Intel (R) core (TM) i5 شبیه‌سازی گردید.

انرژی‌های قطع برای الکترون (ECUT) و فوتون (PCUT)  $0/7 \text{ MeV}$  و  $0/01 \text{ MeV}$  و تعداد تاریخچه (History/particles) به ترتیب  $10^8$  و  $3/5 \times 10^8$  برای میدان‌های تابش  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  و  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  در نظر گرفته شد. از فایل فضای فاز حاصل از شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب دهنده‌ی خطی، به عنوان چشمه‌ی تابشی استفاده گردید. جهت اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی از شتاب دهنده، منحنی درصد دوز عمقی در ۱۰۰ cm (SSD یا Source-to-surface distance) و میدان  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  و پروفایل‌ها در همان (SSD) و میدان‌های  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  و  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  در عمق ۱۰ cm محاسبه شد و با اطلاعات اندازه‌گیری شده مقایسه گردید. اندازه‌گیری با فانتوم آب اتوماتیک (Medphysto mc2 .mp3، PTW، Germany) به حجم  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$ ، دو اتاقک یونش ( $0/12 \text{ cm}^3$ ، PTW) یکی به عنوان میدان و دیگری به عنوان مرجع استفاده شد.

محاسبات در فانتوم آب به ابعاد  $40 \times 40 \times 20 \text{ cm}^3$  با پیکسل‌های (۱ cm، ۰/۲ cm و ۱ cm) در جهت x و y به ترتیب برای سه ناحیه‌ی خارج از فیلد، ناحیه‌ی نیم‌سایه، ناحیه‌ی داخل فیلد و (۰/۳ cm، ۰/۶ cm) در جهت محور z در ناحیه‌ی قبل از

دو میله‌ی تایتانیوم واقع شده است. در مرحله‌ی بعد، با تغییر موقعیت میله‌ها در جهت‌های  $x$  و  $y$ ، میزان تأثیر موقعیت قرارگیری میله‌ها در میدان تابشی مورد نظر، مورد بررسی قرار گرفت.

**ج: شبیه‌سازی فانتوم حاوی ستون مهره و تغییر اندازه‌ی میله‌ها نسبت به فانتوم مرجع:** فانتوم شبیه‌سازی شده در این مرحله، در تمامی شرایط مشابه فانتوم مرجع بود و فقط قطر میله‌های تایتانیوم به  $4\text{ mm}$  کاهش داده شد تا با مقایسه‌ی توزیع دوز ایجاد شده با توزیع دوز مرجع، میزان تأثیر اندازه‌ی میله‌ها معین شود.

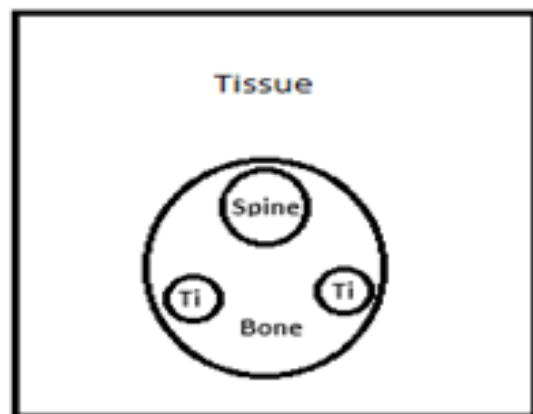
**د: شبیه‌سازی فانتوم حاوی ستون مهره و تغییر جنس میله‌ها نسبت به فانتوم مرجع:** میله‌ها با جنس‌های متفاوت برای بیماران با عارضه‌های مهره‌ای استفاده می‌شود. بنابراین در این مطالعه، محاسبات دوز با میله‌های با جنس‌های استیل و ویتالیوم انجام شد و با محاسبات فانتوم مرجع مقایسه شدند.

### یافته‌ها

#### اعتبارسنجی سر شتاب دهنده‌ی خطی

اعتبارسنجی مدل شبیه‌سازی از شتاب دهنده، با مقایسه‌ی منحنی‌های درصد دوز عمقی (PDD یا Percentage depth dose) و پروفایل‌های دوز محاسبه شده به روش Monte Carlo با مقادیر متناظر اندازه‌گیری شده، انجام شد. نتایج مربوط به مقایسه‌ی منحنی‌های PDD مربوط به میدان تابش  $10 \times 10\text{ cm}^2$  و پروفایل‌های دوز مربوط به میدان‌های تابش  $20 \times 20\text{ cm}^2$ ،  $10 \times 10\text{ cm}^2$  در شکل ۲ آمده است. انرژی پرتو و فاکتور نصف حداکثر عرض کلی (Full width at half maximum)

پس از اعتبارسنجی شبیه‌سازی فانتوم حاوی ستون مهره‌ای و میله‌های تایتانیومی، محاسبات دوز در فانتوم پلکسی‌گلاس با چگالی  $1/101\text{ gr/cm}^3$  حاوی ستون مهره‌ای با و بدون حضور ایمپلانت انجام شد. فانتوم به حجم  $20 \times 15 \times 12/8\text{ cm}^3$  با ابعاد وکسل  $0/2 \times 0/5 \times 0/2\text{ cm}^3$  جهت محاسبات دوز مورد استفاده قرار گرفت. شکل ۱ نمایی شماتیک از فانتوم شبیه‌سازی شده حاوی فانتوم ستون مهره‌ای و میله‌های تایتانیومی را نشان می‌دهد.



شکل ۱. نمایی شماتیک از فانتوم پلکسی‌گلاس شبیه‌سازی شده حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر  $30\text{ mm}$  معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر  $10\text{ mm}$  معادل نخاع) به همراه میله‌های تایتانیومی (به قطر  $6\text{ mm}$ ، در فاصله‌ی  $1/4\text{ cm}$  از یکدیگر، در اعماق  $3/8-3/2\text{ cm}$  مورد استفاده در این مطالعه)

**ب: شبیه‌سازی فانتوم حاوی ستون مهره و میله‌های تایتانیومی و تغییر موقعیت میله‌ها نسبت به فانتوم مرجع:** فانتوم مرجع با ابعاد وکسل  $0/2 \times 0/5 \times 0/2\text{ cm}^3$  متشکل از مجموعه‌ی ستون مهره‌ای با و بدون میله‌های تایتانیومی شبیه‌سازی و سپس محاسبات دوز در نخاع انجام شد. میله‌ها در فاصله‌ی  $1/4\text{ cm}$  از یکدیگر و در عمق  $3/8-3/2\text{ cm}$  قرار داشتند و نخاع در عمق  $4/2-5/2\text{ cm}$  و در بین

با و بدون میله‌های تایتانیوم محاسبه شد. توزیع دوز شامل منحنی درصد دوز عمقی، پروفایل در فاصله‌ی ۱ mm از فلز و درصد اختلاف پروفایل‌ها در داخل نخاع در شکل‌های ۴ و ۵ نشان داده شده است. برای هر مورد در شکل ۴ درصد اختلاف دوز در نقاط مشابه در داخل شکل نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۴a مشاهده می‌شود، الکترون‌های برگشتی از سطح فلز باعث افزایش دوز حداکثر ۵/۵ درصد در ابتدای فصل مشترک فلز با بافت شدند که مقدار آن با فاصله گرفتن از سطح فلز (تا فاصله‌ی ۴ mm از سطح فلز) کم کم کاهش یافت. علاوه بر آن، در اثر عبور پرتو از میان فلز به علت تضعیف پرتوها توسط فلز، دوز در انتهای فلز تا ۸ درصد کاهش یافت و این کاهش، همچنین در شکل ۴b در کل منطقه‌ی سطحی فلز نشان داده شده است و بیشترین مقدار کاهش ناشی از فلز ۹ درصد محاسبه شد. در مرز فلز-استخوان در خروجی پرتو از فلز، دوباره

یا FWHM) با روش آزمون و خطا به ترتیب ۶/۷ و ۰/۱۸ به دست آمد. اختلاف بین مقادیر محاسبه شده و اندازه‌گیری شده کمتر از ۲ درصد بود.

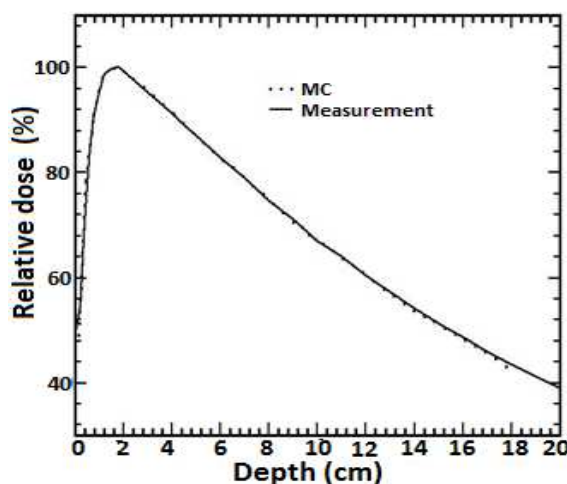
### اعتبارسنجی فانتوم آب حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای

اعتبارسنجی مدل فانتوم شبیه‌سازی شده با مقایسه‌ی پروفایل محاسبه شده از فانتوم آب حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای با میله‌های تایتانیومی، با پروفایل اندازه‌گیری شده در  $SSD = 95 \text{ cm}$  و اندازه‌ی میدان  $20 \times 8 \text{ cm}^2$  در جهت محور  $y$  و در عمق  $10 \text{ cm}$  صورت گرفت. شکل ۳ پروفایل‌های حاصل از اندازه‌گیری و شبیه‌سازی را نشان می‌دهد. اختلاف بین مقادیر محاسبه شده و اندازه‌گیری شده، کمتر از ۲ درصد بود.

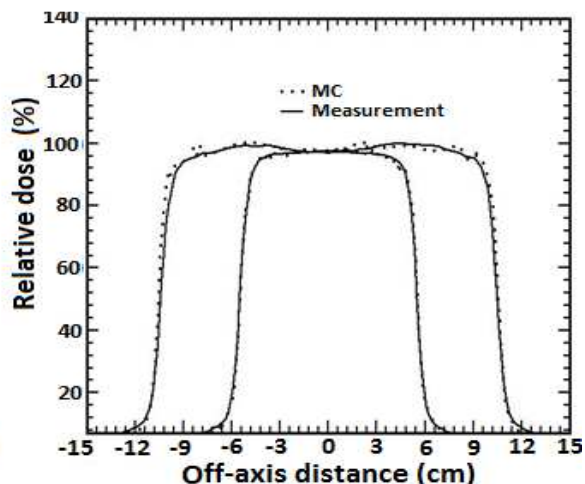
### محاسبه‌ی تغییرات دوز ناشی از فلز تایتانیوم در

#### فانتوم پلکسی‌گلاس مرجع

توزیع دوز در فانتوم حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای



(a)

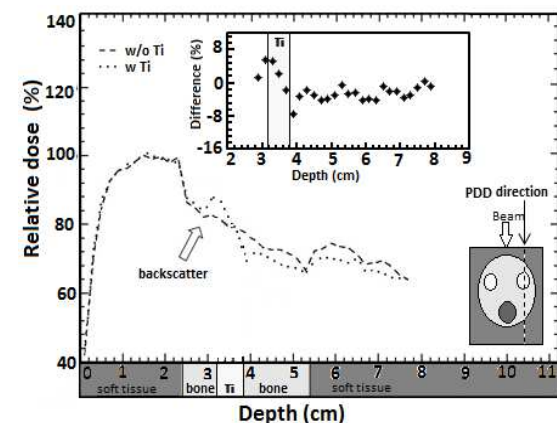


(b)

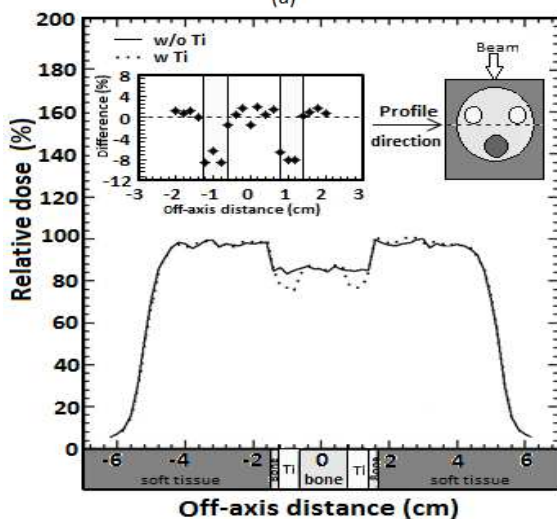
شکل ۲. (a) منحنی درصد دوز عمقی محاسبه شده توسط شبیه‌سازی Monte Carlo و اندازه‌گیری شده توسط اتاقک یونش در فانتوم آب اتوماتیک به حجم  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$  تحت تابش فوتون  $6 \text{ MV}$  در میدان تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . (b) پروفایل‌های محاسبه شده توسط شبیه‌سازی Monte Carlo و اندازه‌گیری شده توسط اتاقک یونش در فانتوم آب اتوماتیک به حجم  $48 \times 48 \times 48 \text{ cm}^3$  تحت تابش فوتون  $6 \text{ MV}$  در میدان‌های تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  و  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .

مطالعه تغییراتی بین ۳-۲ درصد، با میانگین ۱/۳۵ درصد در نخاع محاسبه شد. در استخوان اطراف نخاع که به طور کامل در سایه‌ی فلز قرار می‌گیرد، بیشترین تغییرات ۷/۵- درصد بود.

الکترون‌های ثانویه‌ی حاصل از سطح فلز باعث افزایش دوز می‌گردند؛ اما کاهش دوز ناشی از جذب فوتون‌ها توسط ماده‌ی دارای چگالی بالا (فلز تایتانیوم)، عامل غالب بر این افزایش دوز بود.

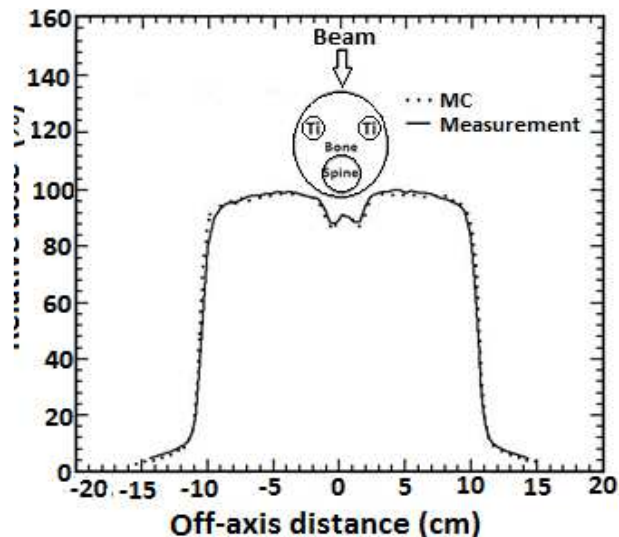


(a)



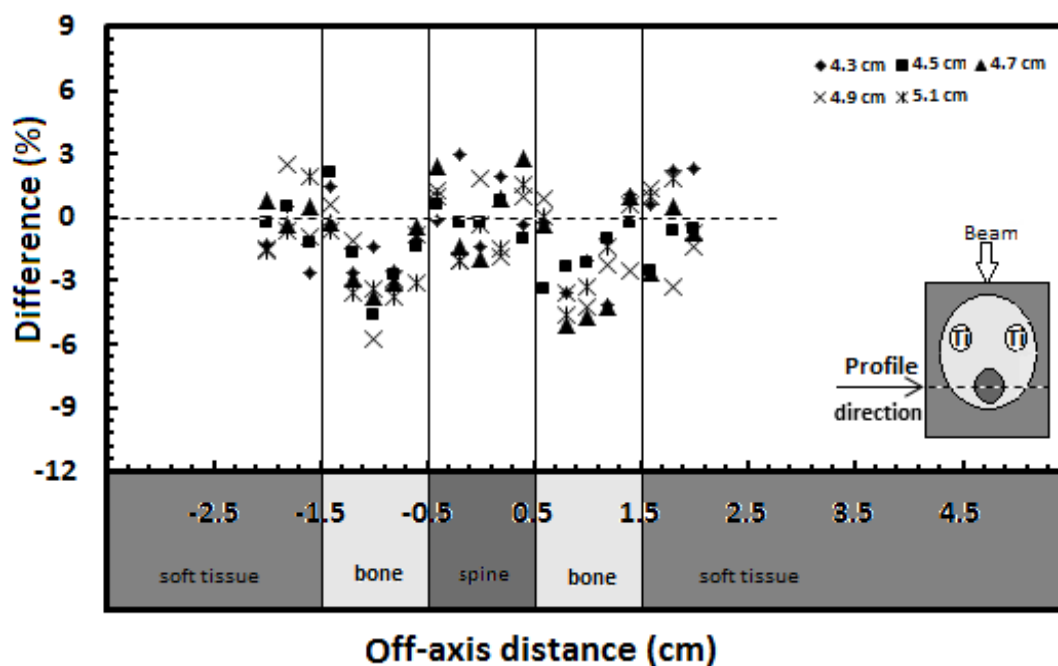
(b)

شکل ۴. (a) منحنی‌های درصد دوز عمقی و (b) پروفایل‌ها در فاصله‌ی ۱ mm از فلز محاسبه شده در فانتوم حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع میلی‌متر) با میله‌های تایتانیومی (به قطر ۶ mm در فاصله‌ی ۱/۴ از یکدیگر، در اعماق ۳/۸- ۳/۲) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV در میدان تابش ۱۰ × ۱۰ cm<sup>۲</sup>. خط چین در فانتوم‌ها مسیر محاسبه‌ی دوز است. درصد اختلاف دو منحنی درصد دوز عمقی (با و بدون حضور میله‌های تایتانیومی) در شکل‌ها آمده است.



شکل ۳. پروفایل‌های اندازه‌گیری شده و محاسبه شده‌ی فانتوم حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (ماده‌ی معادل استخوان به قطر ۳۰ و نخاع به قطر ۱۰ میلی‌متر) حاوی میله‌های تایتانیومی به قطر ۶ mm در عمق ۵ cm از سطح ماده‌ی معادل استخوان تحت تابش فوتون ۶ MV در میدان تابش ۲۰ × ۸ cm<sup>۲</sup> = ۹۵ cm<sup>۲</sup> SSD، در عمق ۱۰ cm و در جهت محور Y. مجموعه‌ی ستون مهره‌ای حاوی میله‌های تایتانیوم در وسط میدان و هم‌راستای محور X می‌باشند. میله‌ها در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر قرار دارند.

شکل ۵ نمایانگر تغییرات دوز در پیکسل‌های داخل نخاع حاصل از تفاضل پروفایل‌ها با و بدون حضور میله‌های تایتانیوم می‌باشد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، میله‌ها در زیر استخوان‌های جانبی اطراف نخاع تعبیه شده است. حضور فلزات باعث کاهش دوز در منطقه‌ای که به طور کامل در زیر آن قرار دارد، شد؛ اما در سایر مناطق اطراف، آشفستگی‌ها به صورت افزایش یا کاهش دوز بود؛ که در این



شکل ۵. درصد اختلاف پروفایل‌های محاسبه شده در نخاع در فانتوم پلکسی گلاس حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ mm معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع) با میله‌های تایتانیومی (به ابعاد ۶ mm، در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر، در اعماق ۳/۸-۳/۲ cm) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV و در میدان تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

در نخاع را در صورتی که فلزات به ترتیب در عمق‌های ۳/۴-۴ cm و ۴/۴-۵ cm (در فاصله‌ی نزدیک‌تری نسبت به نخاع) قرار دارند، نشان می‌دهد. محدوده‌ی تغییرات دوز در نخاع در این شرایط ۲- درصد تا ۳ درصد و ۴- درصد تا ۴/۵ درصد می‌باشد.

#### تأثیر اندازه‌ی میله‌های تایتانیومی بر نخاع

شکل ۸ میزان تغییرات دوز محاسبه شده در نخاع را زمانی که میله‌های شبیه‌سازی شده ۴ mm می‌باشد، نشان می‌دهد. کاهش اندازه‌ی میله‌ها محدوده‌ی تغییرات دوز نخاع را ۱/۷- درصد تا ۲/۷۵ درصد نشان داد.

#### تأثیر میله‌ها با جنس‌های مختلف بر نخاع

میله‌ها با جنس‌های متفاوت برای تثبیت ستون مهره‌ها

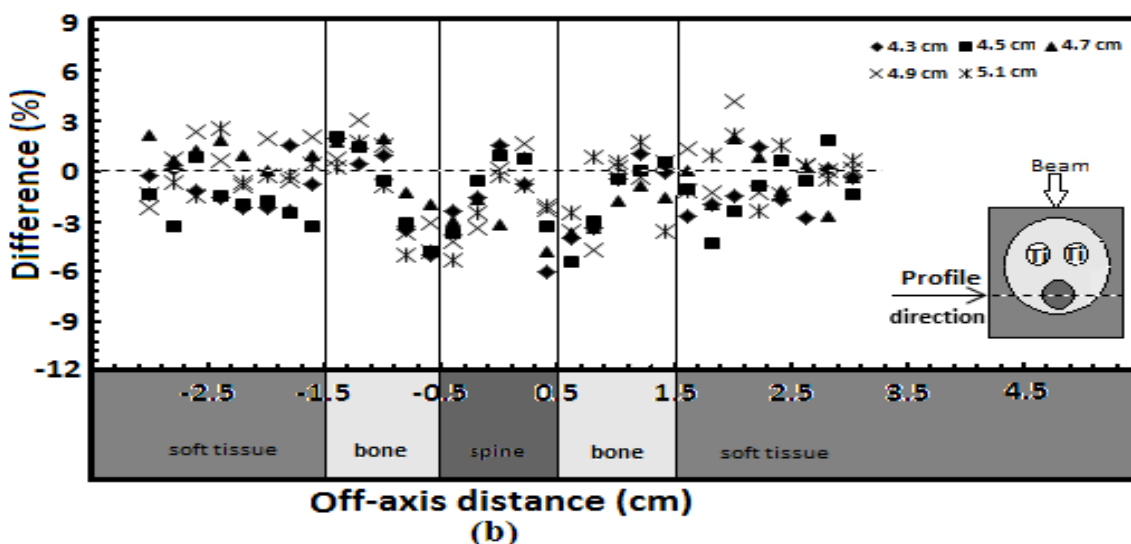
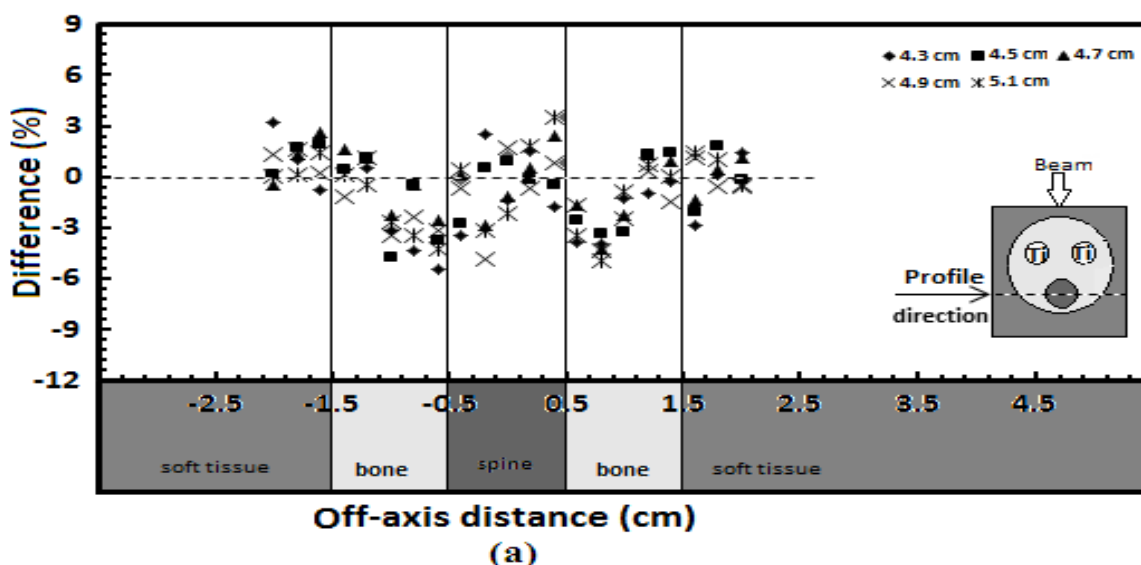
#### تأثیر موقعیت قرارگیری میله‌های تایتانیومی بر نخاع

به منظور بررسی اثراتی که موقعیت‌های قرارگیری میله‌های تایتانیومی بر نخاع می‌گذارد، موقعیت میله‌ها در جهت‌های X و Y تغییر داده شد. به صورتی که در مرحله‌ی اول فاصله‌ی میله‌ها از یکدیگر کمتر شدند (تغییرات در جهت X) و در مرحله‌ی دوم، میله‌ها طی دو مرحله به نخاع نزدیک‌تر شدند (تغییرات در جهت Y).

شکل ۶a و ۶b میزان تغییرات دوز محاسبه شده در نخاع را در صورتی که فلزات در فاصله‌ی ۱ cm و ۰/۶ cm از یکدیگر قرار دارند، نشان می‌دهد. محدوده‌ی تغییرات دوز در آن‌ها به ترتیب ۵- درصد تا ۳/۵ درصد و ۶- درصد تا ۱/۵ درصد بود. شکل‌های ۷a و ۷b میزان تغییرات دوز محاسبه شده

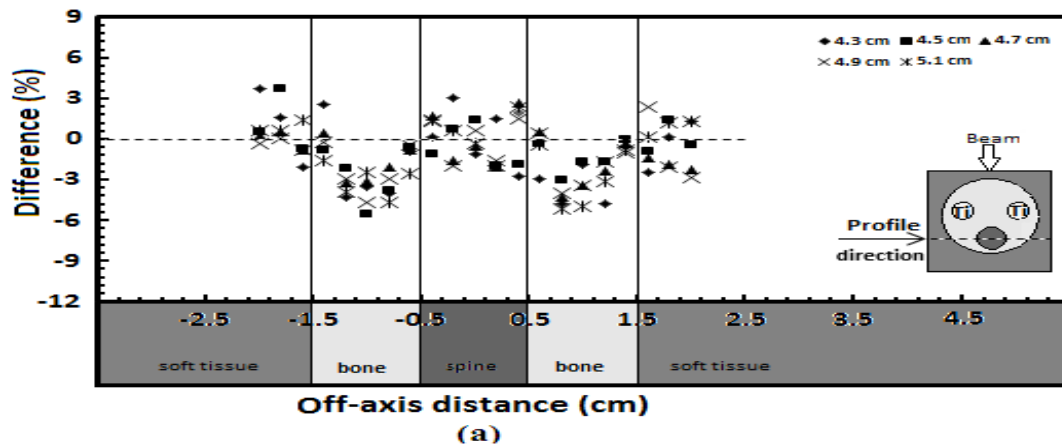
استیل و ویتالیوم بر نخاع را نشان می‌دهد. تغییرات دوز در نخاع حدود ۳- درصد تا ۳ درصد برای هر دو میله‌ی استیل و ویتالیوم بود. بیشترین کاهش دوز در استخوان اطراف نخاع که در سایه‌ی استیل و ویتالیوم قرار می‌گیرد، برای هر دو فلز حدود ۱۰ درصد بود.

استفاده می‌شوند. بدین جهت، برای مقایسه‌ی تأثیر نوع میله‌ی مورد استفاده بر نخاع در هنگام پرتودرمانی، از میله‌ها با جنس‌های استیل و ویتالیوم در فانتومی با شرایط فانتوم مرجع استفاده شد و میزان اثراتی که جنس میله‌ها بر نخاع می‌گذاشت، محاسبه گردید. شکل ۹ درصد تغییرات دوز ناشی از فلزات

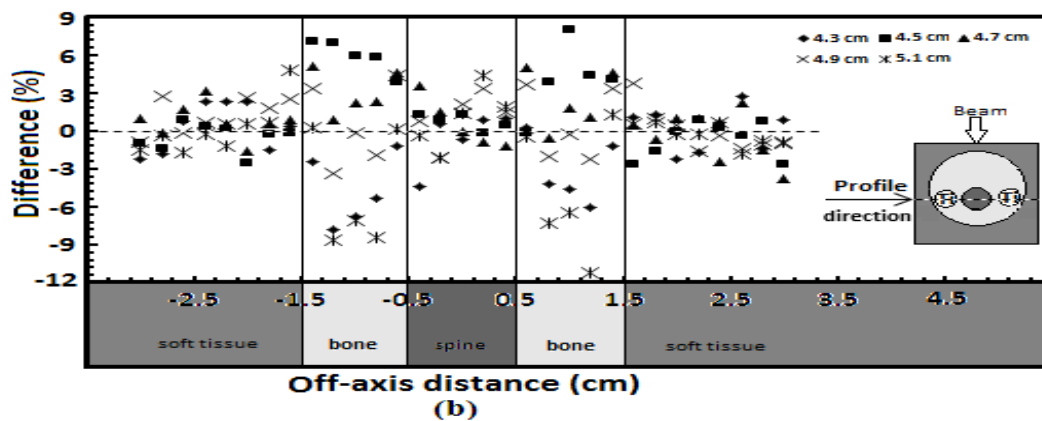


شکل ۶ درصد اختلاف پروفایل‌های محاسبه شده در نخاع (در اعماق ۴/۲-۵/۲ cm ناشی از حضور فلز تایتانیوم در فانتوم پلکسی‌گلاس حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ mm معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع) با میله‌های تایتانیومی (به ابعاد ۶ mm، در اعماق ۳/۲-۳/۸ cm) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV و در میدان تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . خط چین‌ها در فانتوم مکعبی مسیرهای محاسبه‌ی دوز است. (a) میله‌های تایتانیومی در فاصله‌ی ۱ cm از یکدیگر قرار دارند. (b) میله‌های تایتانیومی در فاصله‌ی ۰/۶ cm از یکدیگر قرار دارند.



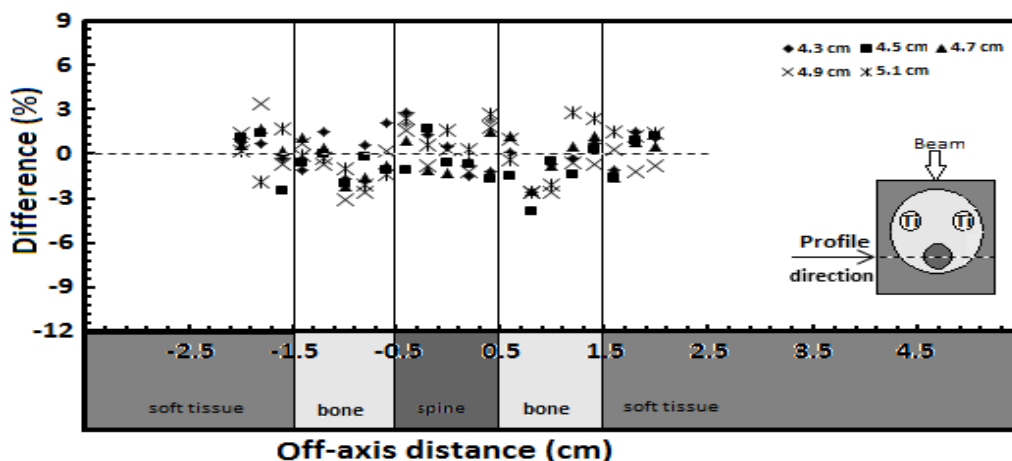


(a)

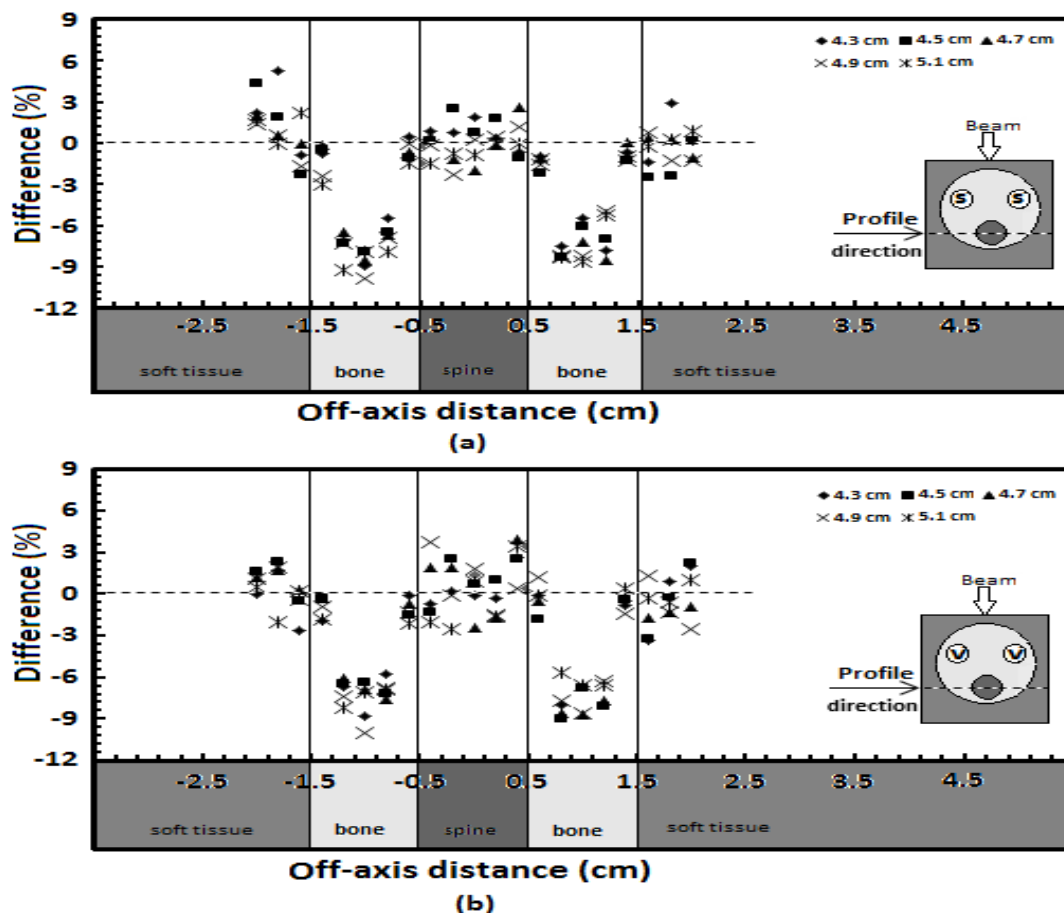


(b)

شکل ۷. درصد اختلاف پروفایل‌های محاسبه شده در نخاع (در اعماق ۴/۲-۵/۲ cm) ناشی از حضور فلز تایتانیوم در فانتوم پلکسی گلاس حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ mm معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع) با میله‌های تایتانیومی (به قطر ۶ mm در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV و در میدان تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . خط چین‌ها در فانتوم مکعبی مسیرهای محاسبه‌ی دوز است. (a) میله‌های تایتانیومی در عمق ۴-۵ cm و در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر قرار دارند. (b) میله‌های تایتانیومی در دو طرف نخاع و در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر قرار دارند.



شکل ۸. درصد اختلاف پروفایل‌های محاسبه شده در نخاع (در اعماق ۴/۲-۵/۲ cm) ناشی از حضور فلز تایتانیوم در فانتوم پلکسی گلاس حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ mm معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع) با میله‌های تایتانیومی (به قطر ۴ mm، در عمق ۳/۲-۳/۸ cm و در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV و در میدان تابش  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  خط چین در فانتوم مکعبی مسیرهای محاسبه‌ی دوز است.



شکل ۹. درصد اختلاف پروفایل‌های محاسبه شده در نخاع (در اعماق ۵/۲-۴/۲ cm ناشی از فانتوم حاوی مجموعه‌ی ستون مهره‌ای (تفلون به قطر ۳۰ mm معادل استخوان و پلی اتیلن به قطر ۱۰ mm معادل نخاع) با میله‌های تانتالیومی (به قطر ۴ mm، در عمق ۳/۸-۳/۲ cm و در فاصله‌ی ۱/۴ cm از یکدیگر) و بدون میله‌ها، تحت تابش فوتون ۶ MV و در میدان تابش ۱۰ × ۱۰ cm<sup>۲</sup>، خط چین‌ها در فانتوم مکعبی مسیرهای محاسبه‌ی دوز است. (a) میله‌ی استیل. (b) میله‌ی ویتالیوم

نشان داد:

۱- کاهش دوز تا حدود ۹ درصد، ناشی از تضعیف پرتو توسط فلز در ناحیه‌ی پشت میله‌ها (از دید پرتو) در استخوان پشت فلز حاصل شد که این اثر تضعیف، در مطالعه‌ی Pekmezci و همکاران (۷) توسط دزیتر ترمولومینسانت به صورت کاهش ۵-۷ درصد در دوز نخاع حاصل از ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای زمانی که در جلوی نخاع از جهت خلف قرار دارند و تابش از خلف صورت می‌گیرد، گزارش شد. همچنین اثر تضعیف ۴ درصد پرتو در پشت میله‌های

## بحث

در این مطالعه، تأثیر ایمپلانت‌های ستون مهره‌ای بر توزیع دوز در پرتودرمانی ستون مهره به روش Monte Carlo بررسی شد. برتری نتایج این تحقیق نسبت به تحقیق‌های مشابهی که با اندازه‌گیری به بررسی تأثیر ایمپلانت‌های نخاعی پرداخته‌اند، محاسبه‌ی اثر افزایش دوز ناشی از الکترون‌های برگشتی و پراکندگی فوتونی می‌باشد. به طور کلی، مقایسه‌ی توزیع دوز در فانتوم تنه‌ی حاوی ستون مهره‌ای با و بدون ایمپلانت نتایج زیر را

نخاع ندارد؛ اما زمانی که میله‌ها در جلوی نخاع قرار داشته باشند، اثر تضعیف پرتو برای میله‌های ویتالیوم و استیل دو برابر میله‌ی تایتانیوم بود.

در مقایسه با یافته‌های Pekmezci و همکاران (۷) که کاهش دوز در نخاع ناشی از ایمپلانت‌هایی است که در جلوی نخاع مانع از تماس پرتو با نخاع می‌شوند، نتایج زیر حاصل شد:

در مناطقی که به طور کامل در پشت فلز از دید پرتو قرار می‌گیرد، کاهش دوز مشاهده می‌شود. اما در سایر مناطق آشفته‌گی وجود دارد؛ به صورتی که با نزدیک‌تر شدن به نخاع، بیشتر سبب افزایش دوز در نخاع می‌گردد. اثر پراکنده شدن پرتو فوتون از فلز بر نخاع، باعث افزایش دوز نخاع می‌شود. بیشترین افزایش دوز هنگامی رخ داد که نخاع به طور کامل بین دو فلز قرار گرفت. با تغییر موقعیت فلز از دو طرف نخاع تا فاصله‌ی ۴ mm از آن، افزایش دوز نخاع از ۴/۵ درصد به ۳ درصد رسید.

### نتیجه‌گیری

به طور کلی حضور ایمپلانت‌های فلزی در میدان‌های پرتودرمانی، سبب آشفته‌گی دوز در بافت‌های اطراف ایمپلانت می‌شود. در مقایسه با سایر ایمپلانت‌ها، تأثیر ایمپلانت‌های مهره‌ای به علت کوچک بودن سطح مقطع، آشفته‌گی کمتری ایجاد می‌کند. با این حال، به علت نزدیک قرار گرفتن ایمپلنت به ارگان حیاتی نخاع، تأثیر این نوع ایمپلنت بر توزیع دوز از اهمیت بیشتری برخوردار است.

به طور کلی، شدت اثر کاهشی دوز به جنس، سطح مقطع ایمپلنت و موقعیت آن بستگی دارد. در صورتی که نخاع در سایه‌ی فلز قرار گیرد، کاهش دوز و در

تایتانیومی در عمق ۷ cm که در فاصله‌ی ۵ cm از فلز قرار دارد، گزارش شده است (۱۱).

۲- افزایش ۵/۵ درصد دوز در مرز بین میله و استخوان مهره در ورودی پرتو به فلز، ناشی از الکترون‌های برگشتی از میله، حاصل شد که این افزایش دوز، در فاصله‌ی ۴ mm از میله کاهش یافت. در مطالعه‌ی نیز افزایش ۱۵ درصد دوز در مرز میله‌ی استیل-بافت در میدان درمانی لگن گزارش شده است (۹). تفاوت در نتایج گزارش شده، به علت تفاوت در اندازه، جنس، عمق قرارگیری فلز و انرژی پرتو می‌باشد.

از نظر عوارض پرتویی در بیمارانی که در ناحیه‌ی ستون مهره‌ای پرتودرمانی می‌شوند، نخاع عضو حیاتی محسوب می‌شود. از این رو، در تحقیق حاضر، عوامل تأثیرگذار بر توزیع دوز، ناشی از حضور ایمپلانت‌ها در میدان درمانی از نظر آشفته‌گی در دوز نخاع مورد بررسی قرار گرفت. موقعیت قرارگیری میله‌ها بر دوز نخاع، هنگامی که فاصله‌ی جانبی بین میله‌ها کاهش یافت؛ به صورت کاهش دوز در نخاع حاصل شد؛ زیرا در این زمان، قسمت بیشتری از نخاع در سایه‌ی فلز قرار می‌گیرد و سبب کاهش دوز رسیده به نخاع می‌گردد. تغییر موقعیت میله‌ها با نزدیک‌تر کردن میله‌ها به نخاع، باعث افزایش دوز آن می‌گردد. افزایش سطح مقطع میله‌ها باعث افزایش آشفته‌گی در توزیع دوز نخاع شد. با این حال، به دلیل کوچک بودن میله‌ها، این آشفته‌گی به طور تقریبی در بیشتر پیکسل‌ها در محدوده‌ی مجاز خطا یعنی  $\pm 2$  درصد بود. شبیه‌سازی میله‌ها با جنس‌های متفاوت نشان داد که در صورتی که آن‌ها به طور کامل در جلوی نخاع قرار نگیرند، جنس میله‌ها تأثیر چشمگیری بر دوز

پیچیده‌ای از اندازه، جنس و موقعیت قرارگیری ایمپلنت است، توصیه می‌شود که برای هر بیمار، به طور جداگانه بررسی توزیع دوز صورت گیرد.

صورتی که نخاع بین دو میله قرار گیرد، آشفستگی هم به صورت افزایش و هم کاهش رخ خواهد داد. اهمیت این آشفستگی دوز در صورتی برای نخاع مهم خواهد شد که از مجموعه‌ی ایمپلنت و با اندازه‌های بزرگ‌تری استفاده شود. اثر جنس ایمپلنت مورد استفاده، زمانی برای نخاع مهم می‌باشد که نخاع در سایه‌ی ایمپلنت یا در فاصله‌ی بسیار نزدیک به آن واقع شود. بنابراین، نظر به این که تأثیر ایمپلنت بر توزیع دوز در نخاع، تابع

### تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از راهنمایی‌های ارزنده‌ی سرکار خانم دکتر نادیا نجفی‌زاده و جناب آقای مهندس شهرام منادی تشکر و قدردانی می‌نمایند.

### References

- Ghogawala Z, Mansfield FL, Borges LF. Spinal radiation before surgical decompression adversely affects outcomes of surgery for symptomatic metastatic spinal cord compression. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001; 26(7): 818-24.
- Carolan M, Dao P, Fox C, Metcalfe P. Effect of hip prostheses on radiotherapy dose. *Australas Radiol* 2000; 44(3): 290-5.
- Maranzano E, Trippa F, Chirico L, Basagni ML, Rossi R. Management of metastatic spinal cord compression. *Tumori* 2003; 89(5): 469-75.
- Dische S, Warburton MF, Saunders MI. Radiation myelitis and survival in the radiotherapy of lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1988; 15(1): 75-81.
- Ang KK, van der Kogel AJ, van der Schueren E. Lack of evidence for increased tolerance of rat spinal cord with decreasing fraction doses below 2 Gy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985; 11(1): 105-10.
- Wara WM, Phillips TL, Sheline GE, Schwade JG. Radiation tolerance of the spinal cord. *Cancer* 1975; 35(6): 1558-62.
- Pekmezci M, Dirican B, Yapici B, Yazici M, Alanay A, Gurdalli S. Spinal implants and radiation therapy: the effect of various configurations of titanium implant systems in a single-level vertebral metastasis model. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88(5): 1093-100.
- Hunter TB, Yoshino MT, Dzioba RB, Light RA, Berger WG. Medical devices of the head, neck, and spine. *Radiographics* 2004; 24(1): 257-85.
- Ding GX, Yu CW. A study on beams passing through hip prosthesis for pelvic radiation treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51(4): 1167-75.
- Erlanson M, Franzen L, Henriksson R, Littbrand B, Lofroth PO. Planning of radiotherapy for patients with hip prosthesis. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991; 20(5): 1093-8.
- Lieboss RH, Starkschall G, Wong PF, Horton J, Gokaslan ZL, Komaki R. The effect of titanium stabilization rods on spinal cord radiation dose. *Med Dosim* 2002; 27(1): 21-4.
- Ozen J, Dirican B, Oysul K, Beyzadeoglu M, Ucok O, Beydemir B. Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99(6): 743-7.
- Papanikolaou N, Battista JJ, Boyer AL, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. Madison, WI: Medical Physics Publishing; 2004. p. 1-142.
- Kairn T, Crowe SB, Kenny J, Mitchell J, Burke M, Schlect D, et al. Dosimetric effects of a high-density spinal implant. *J Phys: Conf Ser* 2013; 44(1): 1-4.
- Keall PJ, Chock LB, Jeraj R, Siebers JV, Mohan R. Image reconstruction and the effect on dose calculation for hip prostheses. *Med Dosim* 2003; 28(2): 113-7.
- Roberts R. How accurate is a CT-based dose calculation on a pencil beam TPS for a patient with a metallic prosthesis? *Phys Med Biol* 2001; 46(9): N227-N234.
- Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995; 22(5): 503-24.
- Walters B, Kawrakow I, Rogers DWO. OSXYZnrc users manual. NRCC Report PIRS-794revB; 2011.

## The Effect of Physical Characteristics of Spinal Implants on Spinal Cord Dose Distribution

Marjan Alinejad<sup>1</sup>, Parvaneh Shokrani PhD<sup>2</sup>, Alireza Amouheidari PhD<sup>3</sup>,  
Maryam Atarod PhD<sup>4</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** In radiotherapy, the presence of metallic implants affects the dose distribution, depending on beam energy and type, size, material and position of the implant. In this study, the effect of spinal implants on dose distribution was evaluated by Monte Carlo simulation.

**Methods:** Oncor accelerator and water phantom, Plexiglas phantom containing spine and Plexiglas phantom containing spine and rod implants were simulated using BEAMnrc and DOSXYZnrc user codes and were validated. The effect of the implant presence, its size material, and location on dose distribution was investigated.

**Findings:** Comparison of dose distributions with and without implants showed an increase of 5.5% in dose up to 4 mm from metal surface, due to the back scattering of electrons. Maximum attenuation in titanium rods was 9%. When the rods were positioned closer to each other, an increase in attenuation was observed. However, dose in spine was increased, when the distance between rods and spine was reduced. Rods with smaller cross section had less effect on dose. Attenuation in vitallium and stainless steel implants were 2 times greater than titanium implants.

**Conclusion:** Depending on the location of implant with respect to spine, dose perturbation due to implants can either increase or decrease the dose in spine. The effect of size and material of implant was more important when spine was located under the implant. Generally, the effect of spinal implant on dose distribution is a function of size, material and position of the implant. Therefore, it is recommended to evaluate the dose distribution for such patients individually.

**Keywords:** Spinal implants, Spinal radiation therapy, Dose distribution, Monte Carlo simulation

**Citation:** Alinejad M, Shokrani P, Amouheidari A, Atarod M. **The Effect of Physical Characteristics of Spinal Implants on Spinal Cord Dose Distribution.** J Isfahan Med Sch 2014; 31(262): 1919-31

\* This paper is derived from a MSc thesis No. 391301 in Isfahan University of Medical Sciences.

1- MSc Student, Department of Medical Physics, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

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

3- Radiation Oncologist, Department of Radiation Oncology, Milad Hospital, Isfahan, Iran

4- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Shahrekord University of Medical Sciences, Shahrekord, Iran

**Corresponding Author:** Parvaneh Shokrani PhD, Email: shokrani@med.mui.ac.ir