بررسی تأثیر فلزات کاشته شده در ناحیه لگن و آرتیفکت‌های فلزی ناشی از آن در توزیع دز ناحیه لگن در پرتودرمانی

شقایق الفت[1]، نوشین بنائی[2]*

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۶/۱۲ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۰/۱۳

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: گاهی بیماران سرطانی، دارای کاشت های فلزی در ناحیه لگن و فمورال هستند. با توجه به برهمکنش‌های فوتون با ماده و موقعیت ناحیه درمان نسبت به کاشت فلزی، وجود چنین عناصری می‌تواند منجر به تأثیر بر دوز دریافتی نسبت به دوز بیش بینی شده شود. همچنین، کاشت های فلزی به دلیل عدد اتمی مؤثر بالا و متفاوت نسبت به بافت بدن باعث ایجاد آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر سی تی اسکن می‌شوند. هدف از این مطالعه، بررسی میزان تأثیر کاشت و آرتیفکت‌های فلزی بر توزیع دوز ناحیه درمانی است.

مواد و روش کار: در این مطالعه، تصاویر CT هفت بیمار مرد مبتلا به سرطان پروستات که دارای کاشت فلزی تیتانیوم در ناحیه فمور بوده و جهت درمان به بیمارستان امام خمینی تهران مراجعه کرده بودند، مورد بررسی قرار گرفتند. در این بیماران، توزیع دوز ابتدا با در نظر گرفتن تأثیر آرتیفکت فلزی (طرح A) و نیز تصحیح تصویر سی تی اسکن و تبدیل چگالی الکترونی نواحی دارای آرتیفکت به بافت نرم (طرح B) و همچنین وجود کاشت فلزی و عبور پرتو از فلز (طرح C) و سپس تغییر چگالی الکترونی فلز به استخوان معمولی (طرح D) توسط سیستم طراحی درمان موناکو محاسبه شد. نتایج به دست آمده از سیستم طراحی درمان موناکو به نرم افزار VeriSoft انتقال یافت. اختلاف دو طرح درمانی A و B به‌طور کمّی و بر اساس شاخص گاما ۳mm۳% به‌وسیله این نرم افزار مقایسه و مورد بررسی قرار گرفت. همچنین تأثیر کاشت تیتانیومی در تضعیف پرتو (طرح C و D) نیز به صورت کمّی مورد بررسی و تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که میزان اختلاف مانیتوریونیت محاسبه شده در دو صورت تصحیح و عدم تصحیح چگالی الکترونی نواحی حاوی آرتیفکت فلزی، از ۰/۸۱ تا ۳/۷۸ مانیتوریونیت به ازای هر جلسه درمان می‌باشد. همچنین وجود فلز در مسیر پرتو می‌تواند تا حدود ۳درصد اختلاف نسبت به عبور پرتو از استخوان ایجاد کند.

نتیجه گیری: بنابراین، جهت پیاده سازی دقیق درمان باید تصحیحات لازم قبل از ایجاد طرح درمانی بر روی تصاویر CT انجام شود تا میزان خطاهای مربوط به محاسبات مانیتوریونیت به حداقل برسد.

کلیدواژه‌ها: رادیوتراپی، کاشت فلزی، آرتیفکت، توزیع دوز

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و یکم، شماره دوازدهم، ص ۹۴۳-۹۳۴، اسفند ۱۳۹۹

آدرس مکاتبه: تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تهران مرکزی، مهندسی پرتوپزشکی،گروه مهندسی هسته‌ای، تلفن: ۰۹۱۲۸۴۳۵۰۱۹

Email: .nooshin_banaee@yahoo.com

مقدمه

رادیوتراپی (پرتودرمانی) استفاده از پرتوهای یونساز برای از بین بردن یا کوچک کردن بافت‌های سرطانی است. در این روش در اثر آسیب DNA، سلول‌های ناحیه سرطان که بافت هدف نامیده می‌شوند، تخریب و ادامه رشد و تقسیم آن‌ها غیر ممکن می‌شود (۱).

یکی از انواع سرطان‌های شایع، توده‌های مربوط به ناحیه لگن مانند سرطان پروستات است. گاهی این بیماران سرطانی، دارای کاشت های فلزی[3] در اطراف ناحیه درمانی مانند فمور یا مفصل ران هستند. طبق گزارش‌های AAPM[4]، در حدود ۱-۴درصد از بیماران این نوع سرطان دارای پروتز مفصل ران هستند و شمار این بیماران

[1] گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتوپزشکی، واحد تهران- مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

[2] گروه مهندسی هسته‌ای، مهندسی پرتوپزشکی، واحد تهران- مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. (نویسنده مسئول)

[3] Metal Implant

[4] American Association of Physicists in Medicine

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

از سال ۱۹۹۶ تا ۲۰۰۷ میلادی برای مردان ۱۴۰درصد و زنان ۷۹درصد رشد کرده است (۲). کاشت‌های فلزی به دلیل عدد اتمی مؤثر بالا و متفاوت با بافت بدن، باعث ایجاد آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر CT می‌شوند. وجود این لکه‌های روشن و سخت شدن پرتو[1] در تصاویر سی تی این بیماران در حقیقت به دلیل بالا بودن ضریب تضعیف جرمی این فلزات است که سبب می‌شود اندام‌های حیاتی همانند مثانه، رکتوم و پروستات به‌طور واضح دیده نشوند و بر همین اساس ناحیه تومور و بخش‌هایی که باید تحت تابش دهی قرار گیرند، به طور دقیق مشخص نباشند (۲).

از دیگر تاثیرات مهم آرتیفکت‌های فلزی بر تصاویر CT، تأثیر بر محاسبات دوز سیستم‌های طراحی درمان در بخش‌های رادیوتراپی است. این آرتیفکت‌ها از لحاظ چگالی الکترونی در تصاویر CT، مانند یک استخوان و یا فلز ظاهر می‌شوند درحالیکه در واقعیت ممکن است اطراف این کاشت‌های فلزی بافت نرم وجود داشته باشد. از آنجا که طراحی درمان بر روی تصاویر CT انجام می‌گیرد و با توجه به عدد CT بسیار متفاوتی که فلز نسبت به بافت‌های اطراف دارند، توزیع دوز و محاسبات سیستم طراحی درمان در حضور این آرتیفکت‌های فلزی تحت تأثیر قرار می‌گیرند.

Seok Hyun Son در سال ۲۰۱۲، با تحقیق بر موضوع اثر کاشت های فلزی ستون فقرات بر پرتودرمانی در بیماران مبتلا به تومورهای نخاعی، به تفاوت آماری قابل توجهی بین انواع تصاویر CTو اثر ایمپلنت‌های فلزی دست یافت (۳). همچنین در مطالعه دیگری، Xiaobinو همکارانش در سال ۲۰۱۳، با مبحث تاثیرات فلزات را در پرتودرمانی خطرات ناشی از تغییرات دوز را در حضور کاشت فلزی بررسی کردند (۴).

بنابراین با توجه به این شرایط به نظر می‌رسد تصحیح تصاویر CT که دارای آرتیفکت‌های فلزی هستند، قبل از شروع طراحی درمان بسیار ضرروی است. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر کاشت فلزی و تصحیح و عدم تصحیح آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر CT، بر توزیع دوز ناحیه درمانی و بافت‌های اطراف آن است.

مواد و روش کار

در این مطالعه، محاسبه توزیع دوز با حضور کاشت فلزی موجود در ناحیه فمور از دو جهت بررسی خواهد شد:

۱- تأثیر آرتیفکت‌های ایجاد شده توسط فلز کاشته شده در توزیع دوز ناحیه لگن

۲- تأثیر کاشت فلزی در افزایش یا کاهش دوز دریافتی ناحیه هدف

[1] Beam Hardening

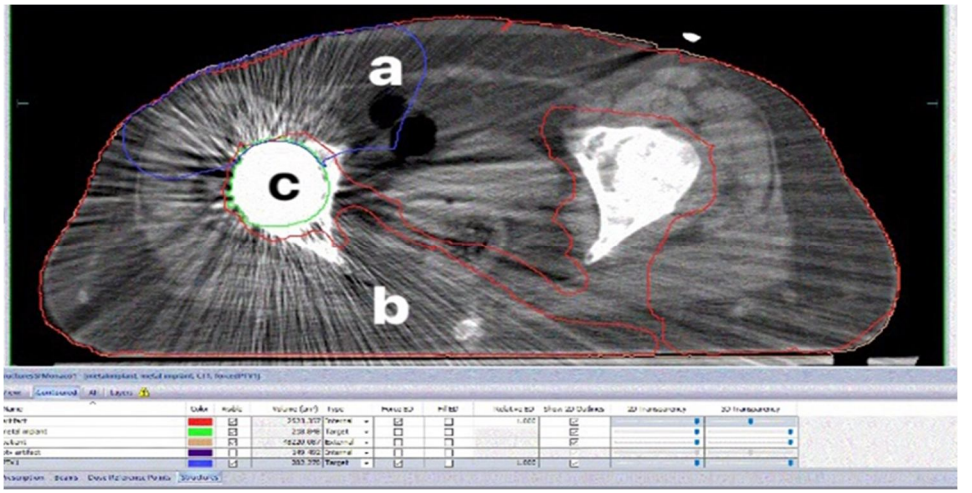
-تأثیر آرتیفکت‌های ایجاد شده توسط فلز کاشته شده بر توزیع دوز ناحیه لگن:

جهت تعیین میزان دوز واقعی در سیستم طراحی درمان، ابتدا منحنی CT-ED مورد نظر جهت انجام محاسبات سیستم طراحی درمان انتخاب گردید. به طور کلی اصول محاسبه دوز در سیستم طراحی درمان، به جنس ماده و به عبارت دیگر چگالی الکترونی ماده وابسته می‌باشد که با استفاده از منحنی CT-ED، تعیین می‌گردد.

جهت انجام این مطالعه، از سیستم طراحی درمان موناکو[2] (الکتا، آمریکا) استفاده شد. سیستم طراحی درمان موناکو دارای الگوریتم‌های محاسباتی قوی از جمله collapsed cone و مونت کارلو با ابزارهای بهینه‌سازی قوی برای ارائه برنامه‌های پرتودرمانی با کیفیت بالا است (۵). در این مطالعه از اطلاعات CT هفت بیمار مبتلا به سرطان پروستات که دارای کاشت فلزی از جنس تیتانیوم در ناحیه فمور بودند و به‌منظور رادیوتراپی به بیمارستان امام خمینی تهران مراجعه کرده بودند، استفاده شد. مسلماً جامعه آماری بیشتر، نتایج دقیق‌تری به دنبال خواهد داشت. از آنجا که در این مطالعه بررسی بر روی تصاویر سی تی بیماران مبتلا به سرطان پروستات که دارای کاشت فلزی در ناحیه فمور هستند، انجام شده است، بنابراین دسترسی به تعداد بیماران زیاد با چنین شرایطی امکانپذیر نبود. لکن جهت به دست آوردن نتایج قابل استناد بر روی هر تصویر سی تی طرح‌های درمانی متعددی انجام شد که در ادامه توضیح داده خواهد شد. لازم به ذکر است که جهت رعایت مساله اخلاق، اطلاعات بیماران در تمام مراحل انجام مطالعه به صورت بی نام استفاده شدند. شکل ۱، تصویر CT یک بیمار نمونه به همراه یک کاشت فلزی و آرتیفکت‌های فلزی ناشی از این کاشت را نشان می‌دهد. ناحیه درمانی پروستات بوده و فاصله متوسط آن از کاشت فلزی که در فمور قرار دارد حدود ۶/۵ سانتیمتر بوده است. همانطور که در شکل مشخص است، کاشت تیتانیومی، آرتیفکت فلزی قابل ملاحظه‌ای ایجاد کرده است به طوری که این آرتیفکت‌ها، در تصاویر CT، به صورت موادی با عدد اتمی بالا و گاها استخوان ظاهر شده‌اند. از آنجا که اساس و پایه محاسبات سیستم طراحی درمان، در مرحله اول تشخیص جنس بافت و استفاده از ضرایب تضعیف مناسب جهت محاسبه توزیع دز است، نواحی که دارای آرتیفکت فلزی می‌باشند می‌توانند تأثیر چشمگیری در محاسبه دز داشته باشند. به عبارت دیگر، نواحی که با آرتیفکت فلزی همپوشانی دارند، در واقعیت بافت نرم هستند اما در سیستم طراحی درمان، موادی با عدد اتمی بالا در نظر گرفته می‌شوند که این مساله، در محاسبات سیستم طراحی درمان تأثیر گذار خواهد بود.

[2] Monaco treatment planning system

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]



شکل (۱): تصویر CT یک بیمار نمونه دارای کاشت تیتانیوم در ناحیه فمور. a: ناحیه هدف. b: ناحیه دارای آرتیفکت ناشی از کاشت فلزی. c: کاشت فلزی

با توجه به توضیحات ذکر شده، جهت برآورد تأثیر آرتیفکت فلزی در محاسبات سیستم طراحی درمان برای هر بیمار دو طرح درمانی با نام‌های A و B به صورت زیر انجام شد:

۱. طرح درمانی A: با در نظر گرفتن آرتیفکت در تصاویر سی تی اسکن و بدون دخالت در تصحیح و تغییر چگالی الکترونی نواحی دارای آرتیفکت.

۲. طرح درمانی B: با تصحیح تصویر سی تی اسکن و تغییر چگالی الکترونی نواحی دارای آرتیفکت و تبدیل آن به ۱ که معادل چگالی الکترونی بافت نرم است.

با توجه به موقعیت ناحیه هدف و بافت‌های سالم، طرح درمانی A و B دارای ۴ میدان تابشی در زوایای ۰، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه بودند. دوز تجویزی جهت درمان پروستات در مرحله اول برابر ۴۶ گری در ۲۳ جلسه (۲ گری در هر جلسه می‌باشد). درحقیقت، ناحیه لگن با آرتیفکت‌های ایجاد شده همپوشانی داشت. با توجه به موقعیت تومور، میدان‌های خلفی، قدامی و جانبی تعیین و سپس سیستم با استفاده از منحنی CT-ED از پیش تعریف شده و همچنین با در نظر گرفتن چگالی الکترونی بافت‌ها و آرتیفکت‌های فلزی، توزیع دوز را محاسبه کرد. در حالت عادی چگالی الکترونی بافت نرم معادل یک است اما در تصویر سی تی اسکن بیماران مشاهده گردید که در نواحی اطراف کاشت فلزی به دلیل وجود آرتیفکت، چگالی الکترونی افزایش پیدا کرده است و معادل بافت نرم نیست. در طرح درمانی B، که در آن مقدار دز تجویزی و موقعیت میدان‌های تابشی با طرح A یکسان بود، محاسبه توزیع دوز بدون در نظر گرفتن آرتیفکت‌ها انجام شد. در این طرح درمانی، نواحی اطراف کاشت فلزی که با آرتیفکت‌ها همپوشانی داشت، ترسیم[1] شد (شکل ۱) و چگالی الکترونی این نواحی معادل بافت نرم یعنی یک در نظر گرفته شد. سیستم طراحی درمان، میزان دوز را با توجه به تبدیل چگالی الکترونی ناحیه هدف و آرتیفکت فلزی به یک، همانند طرح A در ۴ میدان تابشی، محاسبه کرد. جهت بررسی کمی دوز و میزان دوز جذبی در هر حجم از بافت، از نمودارهای دوز- حجم[2] در سیستم طراحی درمان استفاده شد. این نمودار، توزیع دوز تابش را درون حجم‌های مطلوب محاسبه و به صورت خلاصه ارائه می‌دهد (۶ و ۷). پس از محاسبه میزان دوز دو طرح درمانی A و B در سیستم طراحی درمان، اطلاعات این دو طرح درمانی به نرم افزار VeriSoft (PTW، آلمان)، انتقال داده شد. در مرحله بعد، با استفاده از این نرم افزار، مقایسه عددی توزیع دوزها با توجه به شاخص گاما ارزیابی شد. این نرم افزار به طور کمی و براساس شاخص گاما، مقایسه عددی توزیع دوزها و میزان اختلاف دو طرح درمانی A و B را بررسی کرده و این اختلاف را به‌صورت نقاط تیره و روشن در تصاویر گرافیکی و هم به‌صورت کمی بر اساس شاخص گامای تعریف شده (3%/3mm) نمایش داد. لازم به ذکر است که شاخص گاما یکی از ابزارهای مقایسه توزیع دز می‌باشد. مکانیسم محاسبات شاخص گاما به این صورت است که اختلاف دزها با مقدار کمّی تعیین شده به عنوان مقدار مجاز اختلاف دز، با هم ترکیب شده و به یک کمیت منفرد تبدیل می‌شود. مجاز اختلاف دز، در

[1] Contour

[2] Dose Volume Histogram (DVH)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

رادیوتراپی 3%/3mm است. با این مفهوم که اگر اختلاف، بیشتر از مقدار ذکر شده باشد معنادار بودن اختلافات را نشان می‌دهد(۸).

-تأثیر کاشت فلزی در افزایش یا کاهش دوز دریافتی ناحیه لگن:

در بیمارانی که در مسیر پرتوی تابشی آن‌ها، کاشت فلزی وجود دارد، به دلیل تأثیر کاشت فلزی در تضعیف یا تشدید پرتو که به موقعیت کاشت فلزی، برهمکنش پرتو با ماده، جنس کاشت فلزی و انرژی پرتو وابسته است، دوز دریافتی ناحیه هدف ممکن است تحت تأثیر قرار گیرد. جهت بررسی این مساله، همانند مراحل قبل، ابتدا منحنی CT-ED مورد استفاده، تعیین گردید. پس از اینکه تصاویر سی تی اسکن بیمارانی که در ناحیه فمور دارای کاشت فلزی تیتانیومی بودند به سیستم طراحی درمان موناکو انتقال یافت، با توجه به کاشت فلزی در نزدیکی ناحیه هدف، دو طرح درمانی به نام‌های طرح C و طرح D ایجاد گردید. در طرح درمانی C، طراحی درمان با استفاده از تک میدان خلفی با دز ۲ گری در هر جلسه انجام شد تا هنگام عبور پرتو، میزان تشدید یا تضعیف پرتو توسط فلز تشخیص داده شود. سپس، سیستم طراحی درمان با توجه به چگالی الکترونی فلز محاسبات دوز را انجام داده و میزان دوز بیشینه و مانیتوریونیت در ناحیه ایزوسنتر تعیین شد. در طرح درمانی D، با توجه به تصاویر سی تی در سیستم طراحی درمان فرض شد که کاشت فلزی انجام نشده و در مسیر پرتو، به جای کاشت تیتانیومی استخوان قرار دارد. در اینصورت سیستم طراحی درمان چگالی الکترونی فلز را به چگالی الکترونی استخوان معمولی که در نواحی دیگر بدن وجود دارد (یعنی ۱/۳۵۸) تبدیل کرده و محاسبات دوز را با توجه به چگالی الکترونی استخوان انجام داد. سپس نتایج حاصل از طرح درمانی C و D با هم مقایسه و بررسی شدند.

یافته‌ها

تأثیر آرتیفکت فلزی در محاسبات دوز:

نتایج سیستم طراحی درمان:

نتایج مربوط به محاسبات دوز، مانیتوریونیت، دوز بیشینه و دامنه چگالی الکترونی نواحی همپوشانی شده با آرتیفکت فلزی تیتانیومی در مورد بیماران بررسی شده در طرح درمانی A و B در جدول ۱ گزارش شده است.

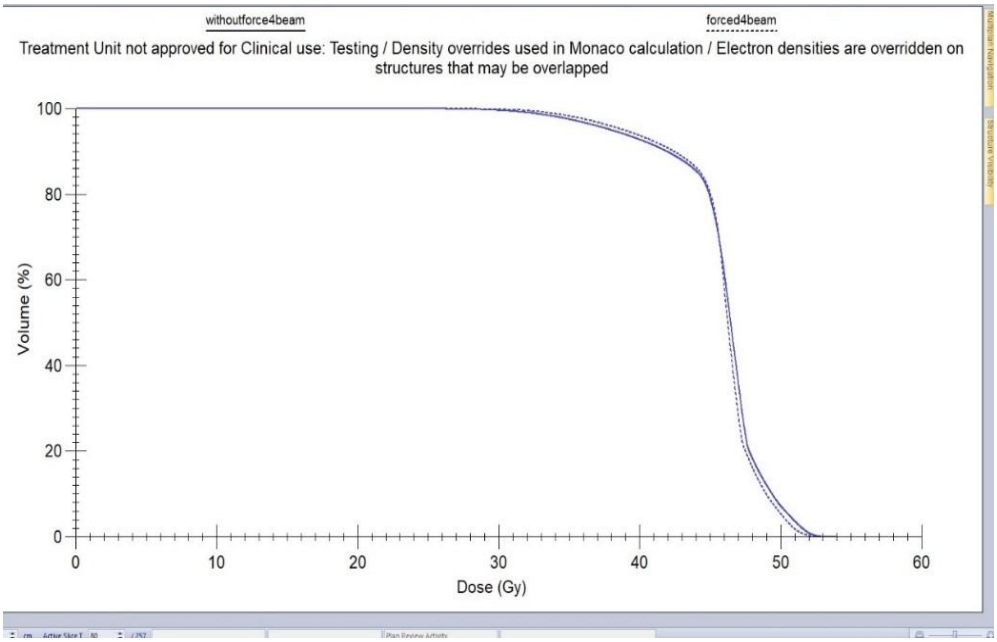
منحنی‌های DVH تمام بیماران نیز در سیستم طراحی درمان بررسی شد. اطلاعات مربوط به بیمار اول، به صورت نمونه در شکل ۲، نمایش داده شده است. با توجه به نتیجه محاسبات سیستم طراحی درمان و طبق شکل ۲، سیستم طراحی درمان برای چگالی‌های الکترونی بالا (طرح درمانی A)، میزان دوز بیشینه[1] بیشتری محاسبه کرده است و هنگام تصحیح آرتیفکت (طرح درمانی B)، میزان دوز بیشینه طرح درمانی کاهش یافته است. مقدار این تفاوت در قسمت انتهایی منحنی DVH مشهود است.

جدول (۱): محاسبات دوز درسیستم طراحی درمان برای دو طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت فلزی) و B(در عدم حضور آرتیفکت فلزی).

بیماران	دز تجویزی (گری)	تعداد جلسات	طرح A(در حضور آرتیفکت)			طرح درمانی B (عدم حضور آرتیفکت)			اختلاف طرح A و B	
			مانیتوریونیت (MU)	دوز بیشینه (گری)	دامنه چگالی الکترونی	مانیتوریونت (MU)	دوز بیشینه (گری)	دامنه چگالی الکترونی	مانیتوریونیت (MU)	دوز بیشینه (گری)
۱	۴۶	۲۳	۲۶۹/۰۱	۵۳/۸۸۳	۰/۱۸-۱/۱۸	۲۶۸/۰۲	۵۳/۶۴۹	۱	۰/۹۹	۰/۲۳۴
۲	۴۶	۲۳	۳۲۹/۶۶	۵۰/۴۸	۰/۱۸-۱/۵۰۹	۳۲۸/۸۵	۴۹/۸۵	۱	۰/۸۱	۰/۶۳
۳	۴۶	۲۳	۳۱۹/۸۲	۵۷/۷۰	۰/۳۴-۱/۳۵	۳۱۶/۵۶	۵۶/۶۶۷	۱	۳/۲۶	۰/۳۳
۴	۴۶	۲۳	۳۲۲/۸۲	۴۹/۳۲۲	۰/۲۴۸-۱/۶۵	۳۲۱/۱۳	۴۹/۱۶۲	۱	۱/۶۹	۰/۱۶
۵	۴۶	۲۳	۳۳۲/۲۶	۵۲/۵۰۳	۰/۶۱۵-۱/۷۴	۳۲۸/۴۸	۵۱/۴۰۷	۱	۳/۷۸	۱/۰۹۶
۶	۴۶	۲۳	۳۰۶/۷۹	۵۳/۸۹۴	۰/۱۸-۱/۸۰	۳۰۳/۲۱	۵۲/۶۸۳	۱	۳/۵۸	۱/۲۱۱
۷	۴۶	۲۳	۲۶۴/۲۹	۵۱/۸۵۵	۰/۳۴-۱/۳۵	۲۶۲/۶۱	۵۱/۰۵۳	۱	۱/۶۸	۰/۸۰۲

[1] Maximum Dose

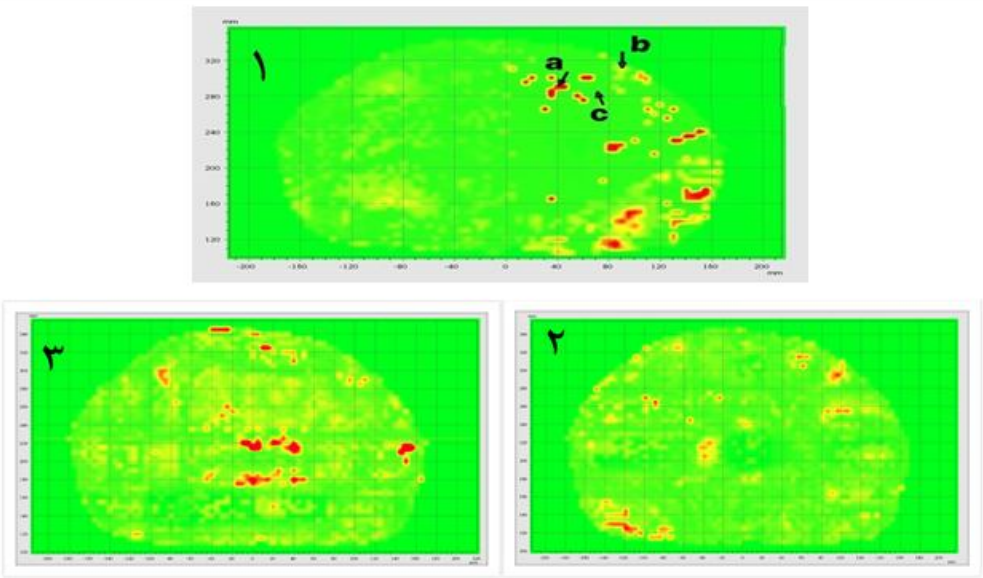
[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]



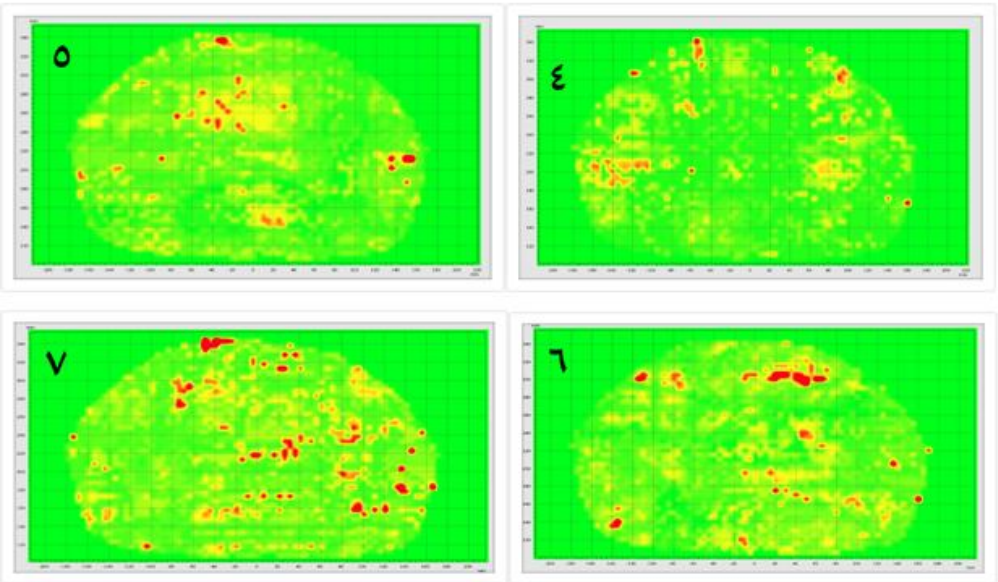
شکل (۲): نمودار DVH بیمار اول برای طرح‌های درمانی A وB . خط مستقیم: طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت). نقطه چین: طرح درمانی B (عدم حضور آرتیفکت)

بررسی توزیع دوز توسط نرم افزار VeriSoft:

این نرم افزار به طور کمّی، کیفی و براساس شاخص گاما میزان اختلاف دو طرح درمانی A و B را مقایسه کرده و اختلافات را به‌صورت نقاط تیره و روشن نمایش می‌دهد. در این بررسی، شاخص گاما برای مقایسه دو طرح درمانی 3%/3mm انتخاب شد به طوری که اگر اختلاف دو توزیع دوز از شاخص تعیین شده بیشتر باشد، به معنای تأثیر معنادار تصحیح آرتیفکت بر توزیع دوز می‌باشد. در شکل ۳، میزان درصد اختلاف به صورت گرافیکی برای تمامی نقاط و در تمام بیماران توسط نرم افزار VeriSoft نمایش داده شده است.



[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]



شکل (۳): اختلاف دو طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت فلزی) و B (عدم حضور آرتیفکت فلزی) به‌صورت گرافیکی در نرم افزار VeriSoft

بیشترین میزان اختلاف و شاخص گاما در بیمار ۱ به‌صورت نقاط a، b، c در شکل ۳ مشخص شده است. نتایج بررسی‌های انجام شده بر روی ۷ بیمار با توجه به شکل ۳ در نرم افزار VeriSoft به صورت کمّی و نقطه‌ای بر اساس شاخص گامای ۳mm/3% مورد ارزیابی قرار گرفت و در جدول ۲ تعداد نقاط متشابه، میانگین گامای کل و درصد میزان شباهت دو طرح درمانی گزارش شده است.

جدول (۲): آنالیز اختلاف دو طرح درمانی A(در حضور آرتیفکت) و B(عدم حضور آرتیفکت) به صورت کمّی در نرم افزار VeriSoft.

اختلاف دو طرح درمانی A و B شماره بیمار	تعداد کل نقاط دوز مورد بررسی	نقاط دوز پاس شده	متوسط گامای سه بعدی	درصد میزان شباهت
۱	۴۵۲۴	۴۴۷۰	۰/۱۴۵	۹۸/۸
۲	۴۵۲۴	۴۴۸۲	۰/۱۷۰	۹۹/۱
۳	۴۵۷۶	۴۵۱۳	۰/۱۸۱	۹۸/۶
۴	۴۴۸۸	۴۴۴۲	۰/۱۰۹	۹۹/۰
۵	۴۴۸۸	۴۴۳۹	۰/۱۷۰	۹۸/۹۰
۶	۴۵۲۴	۴۴۵۱	۰/۱۷۰	۹۸/۴۰
۷	۴۴۳۷	۴۳۲۱	۰/۲۲۳	۹۷/۴۰

تأثیر کاشت فلزی بر دوز دریافتی ناحیه هدف:

در این مبحث، بیمارانی که در ناحیه لگنی و بافت هدف آن‌ها، کاشت فلزی وجود دارد مورد بررسی قرار گرفتند. ابتدا در طرح درمانی C (در حضور کاشت تیتانیومی در فمور) محاسبات دوز در تک میدان خلفی و در حضور فلز انجام شد. در این محاسبات با توجه به منحنی CT-ED چگالی الکترونی کاشت فلزی ۱/۸ برآورد شد. با توجه به جایگاه متفاوت کاشت فلزی و نقطه محاسبه دوز در هر بیمار، میزان مانیتوریونیت و توزیع دوز در بیماران، متفاوت است. در طرح درمانی D، فرض شد که کاشت فلزی وجود ندارد و در مسیر ناحیه هدف استخوان قرار گرفته و محاسبات با توجه به چگالی الکترونی استخوان معمولی که معادل ۱/۳۵۸ می‌باشد، توزیع دوز در تک میدان خلفی در تمام بیماران محاسبه شد و نتایج این بررسی و اختلاف مانیتوریونیت محاسبه شده در دو طرح C و D در جدول ۳ گزارش شده است.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

جدول (۳): محاسبات دوز در سیستم طراحی درمان برای دو طرح درمانی C(در حضور کاشت فلزی در فمور) و D (جایگزینی استخوان به جای فلز به صورت نرم افزاری)

جدول شماره ان:(۱)	دوزتجویزی (گری)	طرح درمانی C (تصحیح نشده)		طرح درمانی D (تصحیح شده)		درصد اختلاف مانیتوریونیت طرح C و D
		مانیتوریونت (MU)	چگالی الکترونی فلز	مانیتوریونت (MU)	چگالی الکترونی استخوان	
۱	۴۶	۲۹۲/۶۷	۱/۸	۲۷۵/۳۱	۱/۳۵۸	۱۷/۳۶
۲	۴۶	۲۹۷/۰۷	۱/۸	۲۷۹/۲۳	۱/۳۵۸	۱۷/۸۴
۳	۴۶	۳۰۰/۳۰	۱/۸	۲۸۱/۵۱	۱/۳۵۸	۱۸/۷۹
۴	۴۶	۳۰۹/۱۱	۱/۸	۲۸۸/۷۷	۱/۳۵۸	۲۰/۳۴
۵	۴۶	۲۷۱/۰۰	۱/۸	۲۶۶/۰۸	۱/۳۵۸	۴/۹۲
۶	۴۶	۲۸۱/۰۳	۱/۸	۲۶۶/۸۴	۱/۳۵۸	۱۴/۱۹
۷	۴۶	۲۸۰/۱۶	۱/۸	۲۶۷/۲۵	۱/۳۵۸	۱۲/۹۰

بحث و نتیجه گیری

تصاویر سی تی اسکن بیماران نقش بسیار کلیدی در طراحی درمان دارد. به طوریکه با استفاده از اطلاعات سی تی بیمار می‌توان موقعیت بافت هدف، بافت‌های سالم مجاور، اندازه و جنس بافت‌ها را تشخیص داد. سیستم‌های طراحی درمان با تشخیص جنس بافت‌ها به کمک تصاویر سی تی، ضرایب تضعیف مناسب را در محاسبات دز لحاظ می‌کنند. بنابراین می‌توان گفت تشخیص صحیح جنس بافت ارتباط مستقیم با صحت نتایج محاسبات دز دارد. در این میان برخی از بیماران دارای کاشت های فلزی در قسمت‌های مختلف بدن هستند. از متداول‌ترین کاشت های فلزی، کاشت تیتانیومی در ناحیه فمور است. وجود لکه‌های روشن در تصاویر سی تی اسکن این بیماران (شکل ۱) ناشی از بالا بودن ضریب تضعیف جرمی فلزات می‌باشد که با عنوان آرتیفکت فلزی شناخته شده است. چگالی الکترونی نواحی آرتیفکت فلزی، بیشتر از چگالی الکترونی واقعی، نمایش داده می‌شود که این مساله محاسبات سیستم طراحی درمان را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۹).

طبق جدول ۱، وجود آرتیفکت‌ها در طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت فلزی) باعث شده است تا سیستم طراحی درمان، میزان مانیتوریونیت بیشتری را نسبت به طرح درمانی B (در عدم حضور آرتیفکت فلزی) محاسبه کند. به عبارت دیگر، وجود آرتیفکت و چگالی الکترونی بالاتر از بافت نرم باعث می‌شود که برای تحویل مقدار ثابتی دوز در یک نقطه، مانیتوریونیت بیشتری اعمال شود. میزان اختلاف در توزیع دز طرح‌های درمانی به دلیل متفاوت بودن شرایط و اندازه ناحیه هدف در هر بیمار است. به همین دلیل، نرم افزار VeriSoft تعداد نقاط متفاوتی را در هر بیمار آنالیز کرده است.

در نتیجه میزان شاخص گاما و اختلاف دو طرح درمانی در هر بیمار متمایز است که طبق نتایج به دست آمده در جدول ۲، در تمامی بیماران اختلاف معناداری بین دو طرح درمانی A و B دیده نمی‌شود. طبق جدول ۲، نتایج کلی بیمار ۲ با ۹۹/۱درصد شباهت بین دو طرح درمانی A و B که به ترتیب طرح‌های درمانی در حضور آرتیفکت فلزی و در عدم حضور آرتیفکت فلزی بود، بیشترین میزان شباهت را طبق شاخص گامای تعریف شده دارد و همچنین بیمار ۷ با ۹۷/۴درصد کمترین میزان شباهت را دارد.

طبق بررسی‌های انجام شده در این مطالعه، چگالی الکترونی متفاوت در دو طرح درمانی A و B باعث ایجاد برهمکنش‌های متفاوت فوتون با ماده شده است. زمانی که باریکه پرتوهای x یا γ از ماده گذر می‌کنند، بین فوتون‌ها و ماده برهمکنش روی می‌دهد و در اثر آن انرژی به ماده منتقل می‌شود. در اولین مرحله از انتقال انرژی، الکترون‌ها از اتم‌های ماده جاذب جدا می‌شوند. این الکترون‌های پر سرعت در طول مسیر، یونش و تحریک اتم‌ها را انجام می‌دهند. اگر ماده جاذب بافت‌های بدن باشد، انرژی واگذار شده در سلول‌ها می‌تواند باعث تخریب قابلیت تکثیر آن‌ها شود. در حقیقت، احتمال کمپتون تقریباً مستقل از Z می‌باشد و به چگالی الکترون (تعداد الکترون‌ها در واحد cm^3) وابسته می‌باشد. باریکه پرتو در بدن بیمار ممکن است از لایه‌های چربی، استخوان، ماهیچه و هوا عبور کند. وجود غیریکنواختی‌ها، تغییراتی در توزیع دوز ایجاد می‌کند که میزان آن به مقدار و نوع مواد موجود و به کیفیت پرتو بستگی دارد. تغییرات توزیع فوتون‌های پراکنده، باعث تغییر توزیع دوز نزدیک ناهمگنی‌ها می‌شود. به عبارت دیگر تغییر در فلوی الکترون‌های ثانویه، بر بافت‌های داخل ناهمگنی و نیز مرزهای آن اثر

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

می‌گذارد. با این حال، توزیع دوز مجاور مرزها یا فصل مشترک‌ها پیچیده‌تر است. به عنوان مثال در باریکه‌های مگاولتاژ، نزدیک به مرزهای مواد با چگالی کم و یا حفره‌های هوایی تعادل الکترونی وجود ندارد (۱۰).

با توجه به اطلاعات به دست آمده از سیستم طراحی درمان و نرم افزار VeriSoft، تصحیح تصویر سی تی اسکن بیمار و ترسیم کردن نواحی دارای آرتیفکت فلزی و تبدیل کردن چگالی الکترونی این نواحی به عدد ۱ (معادل چگالی الکترونی بافت نرم) باعث ایجاد دوز محاسباتی کمتر شده است در نتیجه این تفاوت در چگالی الکترونی بین دو طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت فلزی) و B (عدم حضور آرتیفکت فلزی) از علت‌های اختلاف بین این دو طرح درمانی است. حال با توجه به شکل شماره ۲ می‌توان نشان داد که در صورت تصحیح آرتیفکت، میزان دز بیشینه نیز کاهش می‌یابد. دلیل چنین اتفاقی این است که عدد اتمی بالای نمایش داده شده در سیستم طراحی درمان برای نواحی دارای آرتیفکت فلزی باعث تغییر نوع برهمکنش پرتو با بافت می‌شود و این برهمکنش‌ها به سمت تولید زوج پیش می‌رود که باعث می‌شود دز در نقاط خاص افزایش یابد.

در نواحی دورتر از ناحیه هدف میزان اختلاف دو طرح درمانی A (در حضور آرتیفکت فلزی) و B (عدم حضور آرتیفکت فلزی) بیشتر به علت پراکندگی باریکه‌ها[1] که با افزایش عمق زیاد می‌شوند، اتفاق افتاده است. در نرم افزار VeriSoft، در برخی نواحی اختلاف طرح درمانی A و B بیشتر است یکی از علل این اختلاف وجود آرتیفکت‌های رگه‌ای بین بافت‌هاست که در میزان محاسبه دوز تأثیر بیشتری می‌گذارد.

مطالعه مشابهی در سال ۲۰۱۶ انجام گرفت که در آن Gozde Yazici و همکارانش با بررسی تأثیر دوزیمتری کاشت های ستون فقرات بر روی دوز نخاعی در استرئوتاکتیک رادیوتراپی دریافتند که کاشت های فلزی باعث افزایش دوز نخاعی می‌شود که این یافته با نتایج حاصل از این مطالعه همخوانی دارد (۱۱). در سال ۲۰۱۲ Ziemann و همکارانش بر روی روش‌های مختلف ارتفا محاسبات دز در رادیوتراپی بیمارانی که تصاویر سی تی آن‌ها دارای آرتیفکت فلزی بودند، تحقیق کردند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که آرتیفکت‌های فلزی منجر به خطای محاسباتی دز جذبی تا ۸/۴درصد می‌شوند وتوسط روش‌های بازسازی تصویر می‌توان این خطا را تا ۲/۷درصد کاهش داد)۱۲(.

در سال ۲۰۱۸Akpochafor بر روی تأثیر کاشت فلزی بر دز جذبی مطالعه کردند. ر این مطالعه از صفحات استیل به عنوان استخوان استفاده شد. پرتودهی توسط چشمه کبالت ۶۰ انجام گرفت و از اتاقک یونش فارمر به عنوان دزیمتر استفاده می‌شود. نتایج مطالعه آن‌ها نشان داد که تغییرات دز در عمق‌های بیشتر از ۵ سانتی متر، بیشتر خواهد بود. همچنین دز جذبی با افزایش عمق و ضخامت کاشت فلزی کاهش یافت. همچنین یافته‌های این مطالعه نشان داد که تاثیرات کاشت فلزی به اندازه میدان نیز وابسته است به طوری که با افزایش اندازه میدان مقدار دز افزایش یافت(۱۳).

درصد خطاهای محاسبات دز که در مقالات مختلف گزارش شده است می‌تواند به دلایل متعدد از جمله دقت شناسایی نواحی دارای آرتیفکت، فاصله کاشت فلزی تا ناحیه درمان، جنس و چگالی فلز، شدت آرتیفکت فلزی، انرژی پرتوی تابشی و اندازه میدان تابشی باشد.

در بررسی تأثیر کاشت فلزی بر تغییر دوز دریافتی ناحیه هدف با توجه به جدول ۳، محاسبات دوز در دو طرح درمانی C(در حضور کاشت فلزی در فمور) و D (جایگزینی استخوان به جای فلز) نشان داد که در طرح درمانی C، زمانی که کاشت فلزی در مسیر پرتو قرار دارد، پرتو را با اختلاف نسبتاً زیادی تضعیف می‌کند و در نتیجه مانیتوریونیت بیشتری نیاز است تا پرتو از فلز عبور کند اما در طرح درمانی D، به دلیل میزان چگالی الکترونی کمتر استخوان مشاهده شد به مانیتوریونت کمتری نیاز است. طبق جدول ۳، میزان اختلاف دو طرح درمانی نشان داد که با افزایش چگالی مواد، اختلاف میان دو طرح درمانی افزایش می‌یابد.

به طور کلی نتایج این مطالعه نشان می‌دهند که در شرایط کلینیک واقعی و قبل از درمان بیمار، باید تصحیحات لازم بر روی تصاویر CT بیمارانی که دارای کاشت های فلزی در هر قسمت از بدن هستند، انجام شود تا میزان خطاهای مربوط به محاسبات مانیتوریونیت به حداقل برسد.

References:

1. Perez CA, Brady LW. Principle and Practice of Radiation Oncology. Philadelphia: Lippincott –Raven; 2008. P. 79-119, 1269-1445.

2. Hasani M, Mohammadi K, Gholami S. Evaluation of Accuracy of TPS Algorithms in Predicting the Dose of Hip Prosthesis Using Monte Carlo Code. Razi Journal of Medical Sciences 2016; 23(147): 64-73.

[1] Scattered beams

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

3. Son SH, Kang YN, Ryu MR. The Effect of metallic implants on radiation therapy in spinal tumor patients with metallic spinal implants. Med Dosim 2012;37(1):98-107.

4. Xiaobin T, Changran G, Wei H, Diyun S, Xiaoxiao S, Da C. Dosimetry effects of metal implants in patient body during radiation therapy. Journal of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics 2013; 45(6):819-23.

5. Clements M, Schupp N, Tattersall M, Brown A, Larson R. Monaco treatment planning system tools and optimization processes. Medical Dosimetry 2018; 43(2):106-7.

6. Graham MV. Predicting radiation response. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1997; 39(3):561-2.

7. Kutcher GJ, Burman C. Calculation of complication probability factors for non-uniform normal tissue irradiation: the effective volume method. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1989; 16(6):1623-30.

8. Min Park J, Kim J, Park S, Hoon Oh D, Kim S. Reliability of the gamma index analysis as a verification method of volumetric modulated arc therapy plans. Radiat Oncol 2018; 13:175.

9. 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 2006; 62:1224-31.

10. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins; 2014.

11. Yazici G, Sari SY, Yedekci FY, Yucekul A, Birgi SD, Demirkiran G, et al. The dosimetric impact of implants on the spinal cord dose during stereotactic body radiotherapy. Radiat Oncol 2016; 25 (11):71.

12. Ziemann C, Stille M, Cremers F, Buzug TM, Rades D. Improvement of dose calculation in radiation therapy due to metal artifact correction using the augmented likelihood image reconstruction. J Appl Clin Med Phys 2018;19:227-33.

13. Akpochafor MO, Adeneye SO, Habeebu MY, Omojola AD, Aweda MA, Orotoye TA, et al. Dosimetric Effect of Metal Implant on Absorbed Dose. Eurasian Journal of Medical Investigation 2018;2(2):90–4.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]

Original Article

THE EFFECTS OF METAL IMPLANT AND METAL ARTIFACT ON THE DOSE DISTRIBUTION DURING RADIATION THERAPY OF THE PELVIC REGION

Shaghayegh Olfat[1], Nooshin Banaee[2]*

Received: 01 September, 2020; Accepted: 02 January, 2021

Abstract

Background & Aims: In some cancer patients, there are metal implants in pelvic and femoral regions. Due to the interactions of the photon with matter and location of treating region and metal implant, such high atomic numbered elements can influence absorbed dose compared to predicted values. Also, metal implants cause metal artifacts in CT images due to their highly effective atomic number compared to body texture. The aim of this study was to evaluate the effect of metal implants and metal artifacts on the dose distribution in the treatment volume.

Materials & Methods: In this study, CT images of seven prostate cancer patients who were referred to Imam Khomeini hospital, Tehran for treatment with titanium metal implant in femur region were investigated. In these patients, initially dose distributions were calculated by Monaco treatment planning system considering the effects of metal artifacts (plan A), correcting CT images and modifying electron density of artifact regions to soft tissue (plan B), transmission of photon through metal (plan C) and modifying electron density of metal to bone (plan D). The obtained results from Monaco treatment planning system were then transferred to Verisoft software. The quantitative differences of plans A and B were analyzed using a gamma index of 3%/3mm in this software. Also, the effects of metal implant in beam attenuation (Plans C and D) were analyzed quantitatively.

***Results*:** This study showed that the difference of calculated monitor units in corrected and not-corrected electron density of metal artifact regions ranged between 0.81-3.78 monitor units per fraction. Also the presence of metal in beam path can lead to a 3% difference compared to beam passing through bone.

Conclusion: Therefore, for the precise implementation of the treatment, necessary corrections on CT images should be considered before the treatment planning to minimize the errors related to the monitor unit calculations.

Keywords: Radiotherapy, Metal Implant, Artifact, Dose distribution

Address: Department of Medical Radiation Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
Tel: +989128435019
Email: nooshin_banaee@yahoo.com

SOURCE: STUD MED SCI 2020: 31(12): 943 ISSN: 2717-008X

[1] Department of Medical Radiation Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

[2] Department of Medical Radiation Engineering, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-10-12]