



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

ارزیابی اثر تخت های فیبر کربنی بر دقت اعمال دژ تجویزی در پرتودرمانی با استفاده از کدشبه سازی مونت کارلو

شیخو، اسما^۱؛ عبداللهی، سارا^۲؛ قربانی، مهدی^۳؛ هادی زاده یزدی، محمد هادی^{*۱}؛

^۱دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده علوم، گروه فیزیک

^۲مرکز تخصصی رادیوتراپی انکولوژی (رضاع)، گروه فیزیک پزشکی

^۳دانشگاه علوم پزشکی مشهد، دانشکده پزشکی، مرکز تحقیقات فیزیک پزشکی

چکیده:

در روش های جدید پرتودرمانی، تاباندن پرتو از چند سوبه بیمار متداول است. به این ترتیب، احتمال عبور پرتو از تخت درمان وجود دارد. در این تحقیق، کد شبیه سازی مونت کارلو برای بررسی میزان تاثیر تخت فیبر کربنی بر پارامترهای پرتویی که در درمان به کار می رود، استفاده شده است. بر طبق نتایج به دست آمده، تخت فیبر کربنی دارای آثار تضعیف کننده ای بر پرتو، و پیامدهای آلاینده ای، نظیر آلودگی الکترونی و انتقال آن به سطح پوست، می باشد، که باعث بالارفتن دوز پوستی و، در نتیجه، افزایش عوارض پوستی حاصل از پرتو می گردد. بنابراین، اعمال تصحیحات مناسب برای جبران تضعیف باریکه فوتونی، به منظور رساندن دژ دقیق به ناحیه تومورال ضروری است.

کلید واژه: تخت فیبر کربنی، تضعیف باریکه عبوری، فاکتور انتقال، کد شبیه سازی MCNPX نسخه (2.6.0)

مقدمه: در پرتودرمانی خارجی، دقت دژ جذبی تحویل داده شده به بیمار به چندین عامل، از جمله، دقت محاسبه دژ برای بیمار، دقت هندسی و دژمتریکی تحویل دژ، فرایند طرح درمان، تکرارپذیری موقعیت بیمار و تصحیح مناسب خطای موقعیت بیمار در طی درمان، بستگی دارد [۱]. در حال حاضر، کم و بیش میزان و اهمیت نسبی همه عدم قطعیت ها شناخته شده است، اما، در بیشتر طرح های درمان، به نوعتخت، به هنگام استفاده از شتابدهنده های خطی، عنایت کافی نشده است، زیرا خوب می دانیم که حضور تخت، دقت دژ دریافتی توسط بیمار را کاهش می دهد. به این دلیل، استفاده از تخت های فیبر کربنی با جذب پایین مرسوم شده است. در سال ۱۹۹۸/۱۳۷۷ میورا و همکارش، در طی مطالعات خود نشان دادند که تضعیف باریکه فوتونی در اثر عبور از تخت فیبر کربن نسبت به دیگر مواد رایج در پرتودرمانی، قابل چشم پوشی است [۲]. اما در مطالعات بعدی نشان داده شد که، فرض شفافیت ۱۰۰٪ تخت فیبر کربن نسبت به پرتودرست نیست و چشم پوشی از تضعیف ایجاد شده توسط تخت می تواند سبب عوارض کلینیکی قابل توجهی گردد [۳]. البته، بررسی دقیق "فاکتور انتقال" تخت فیبر کربنی، که به عواملی همچون زاویه فرودی باریکه، اندازه میدان، انرژی پرتو، و عمق درمان بستگی دارد، نیز اجتناب ناپذیر است [۴]. از سویی، برای

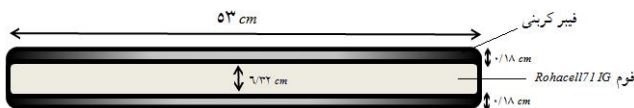


بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

پرتوهای مگاولتی، تعیین دقیق دُز جذب شده در ناحیه انباشت و پوست از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است، و از سویی دیگر، اندازه‌گیری دقیق دُز در این نواحی برای باریکه فوتونی به راحتی امکان‌پذیر نیست [۵]. به همین دلیل، استفاده از روش‌های محاسباتی دقیق، ضروری به نظر می‌رسد. در چند دهه اخیر، کد شبیه‌سازی مونت کارلو به طور گسترده‌ای در زمینه تحقیقات و کاربردهای پزشکی به کار رفته است، به طوریکه بسیاری از مراجع و ناظران بین المللی دُزیمتری، همچون انجمن فیزیک پزشکی آمریکا - "گزارش گروه کاری ۵۱"، به طور گسترده‌ای از یافته‌های محاسبات مونت کارلو استفاده کرده‌اند [۷]. یکی از مزایای کد شبیه‌سازی مونت کارلو، امکان تراپردذرات حاصل از شتابدهنده خطی و محاسبات توزیع دُزی باشد. تا آنجا که بررسی‌های ما نشان می‌دهند، شبیه‌سازی مونت کارلو تخته فیبر کربنی 550TXT به کار رفته در شتابدهنده *Siemens Primus Plus* تاکنون صورت نگرفته است. از این رو، در این مطالعه، از کد شبیه‌سازی *MCNPX* نسخه (2.6.0) برای بررسی تاثیر این تخته بر پارامترهای باریکه فوتون $6 MV$ در میدان مرجع $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، در دو حالت پرتو دهی خلفی (180°) و قدامی (0°)، استفاده شده است.

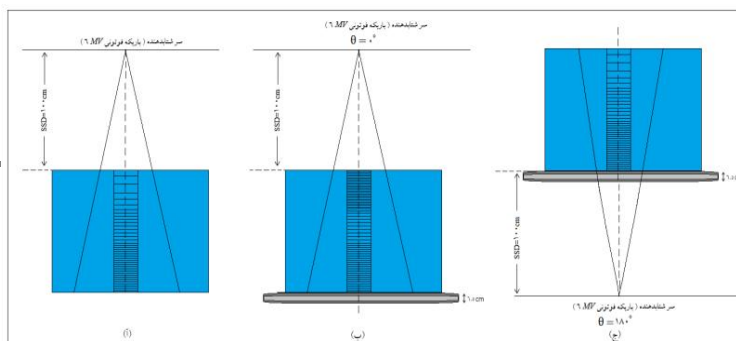
روش کار: ابتدا شبیه‌سازی اجزای اصلی سر شتابدهنده *Siemens Primus Plus* برای فوتون‌های $6 MV$ صورت گرفت، و منحنی‌های درصد دُز عمق پروفایل (نمایه) دُز به دست آمده از شبیه‌سازی مونت کارلو، برای سه میدان تطبیق خوبی را با اندازه‌گیری تجربی نشان دادند. در شبیه‌سازی صورت گرفته، از روش فضای فاز استفاده شد، و فایل *RSSA* تولید شده به عنوان چشمه مجازی برای به دست آوردن توزیع دُز در داخل فانتوم آبه کار برده شد. در این برنامه‌ها، انرژی قطع فوتون و الکترون، به ترتیب 0.01 و 0.001 میلیون الکترون‌ولت در نظر گرفته شد. ابعاد فانتوم طراحی شده $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ و فاصله چشمه تا سطح فانتوم 100 سانتیمتر تعریف شد. به منظور مطالعه اثر تخته فیبر کربنی روی پارامترهای باریکه فوتونی، اطلاعات آن از قبیل جنس، چگالی، و ابعاد اجزای تشکیل دهنده، از طریق کارخانه سازنده (*Siemens AG Erlangen, Germany*) در اختیار گذاشته شد. شکل ۱، نمای هندسی تخته شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد.



به منظور بررسی اثر تخته فیبر کربنی بر منحنی درصد دُز

شکل ۱. نمای هندسی از تخته فیبر کربنی 550TXT مورد

استفاده در شتابدهنده *Siemens Primus Plus* عمقی، دُز پوست و پارامترهای باریکه فوتونی نظیر تضعیف و انتقال، بر در یکی، تخته فیبر کربنی تعریف نشد (*open beam*)، و در دیگری، تخته فیبر کربنی با ضخیم به سبب - سوم - سر گرفته شد و سر شتابدهنده تحت زاویه 180° (پرتو دهی خلفی) و یا 0° (پرتو دهی قدامی) تعریف گردید. شکل ۲، چیدمان شبیه‌سازی صورت گرفته را نشان می‌دهد.





بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

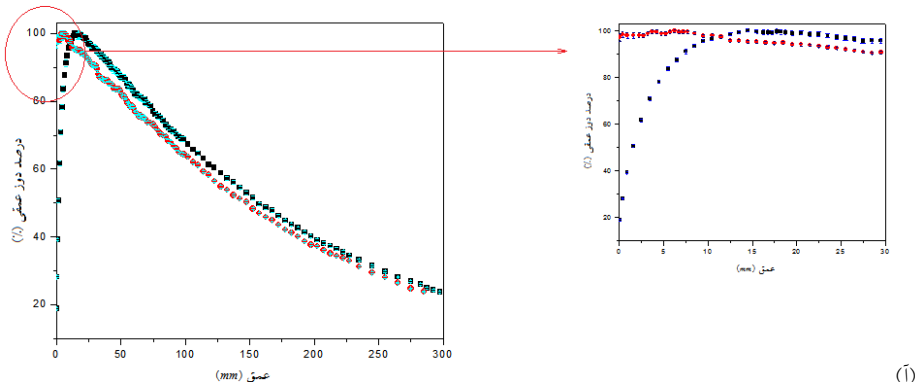
۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

شکل ۲. چیدمان شبیه سازیه منظور محاسبه دوز پوست و به دست آوردن منحنی درصد دُز عمقی. شبیه سازی

(آ) در غیاب تخت فیبر کربنی، (ب) در حضور تخت فیبر کربنی، زاویه (0°) ، (ج) در حضور تخت فیبر کربنی، زاویه (180°) .

۰/۱ سانتیمتر در راستای محور مرکزی تعریف شد [۸]. همچنین از آنجا که لایه سلولی بازال، عمیق ترین و حساس ترین لایه اپیدرم پوست نسبت به پرتو می باشد و، بر اساس گزارش انجمن فیزیک پزشکی آمریکا، " گروه کاری ۱۷۶ "، تقریباً در عمق ۰/۱ میلیمتر قرار دارد [۶]، به منظور تعیین میزان افزایش دُز پوست در اثر تماس مستقیم تخت فیبر کربنی با سطح فانتوم، سلولی با همین ضخامت در درون فانتوم و در محل تماس با تخت فیبر کربنی تعریف گردید. برای به دست آوردن منحنی درصد دُز عمقیدر ناحیه انباشت، که از اهمیت بالایی برخوردار است، ضخامت "قرص" های تقسیم کننده فانتوم ۱ میلیمتر است و بعد از این ناحیه، با افزایش عمق، ضخامت این سلولها نیز افزایش می یابد. از آنجاکه الکترون های آلاشیتولید شده توسط تخت فیبر کربنی، نقش بسیار مهمی در افزایش دُز پوست ایفا می کنند، انرژی قطع الکترون $0.01 MeV$ ، و انرژی قطع فوتون $0.1 MeV$ در نظر گرفته شد. به منظور به دست آوردن دُز درون سلول های فانتوم، از تالی $F8^*$ (انرژی ذخیره شده در هر سلول فانتوم بر حسب MeV) استفاده شد و نتیجه آن بر جرم هر سلول تقسیم گردید. همچنین، برای کاهش خطای بالای محاسبات مونت کارلو، به علت کوچک در نظر گرفتن سلول های تقسیم کننده فانتوم، دو راهکار در برنامه های ورودی استفاده شد. به کمکتعریف کارت $DBCN$ در برنامه ورودی، هر برنامه پنج بار اجرا گردید، و " اهمیت ذرات فوتون و الکترون درون سلول های محاسبه دُز در فانتوم، ۵۰ در نظر گرفته شد: $(Imp:p=50, Imp:e=50)$. تحت این شرایط، خطای محاسبات مونت کارلو در ناحیه انباشت به کمتر از ۱٪ رسید.

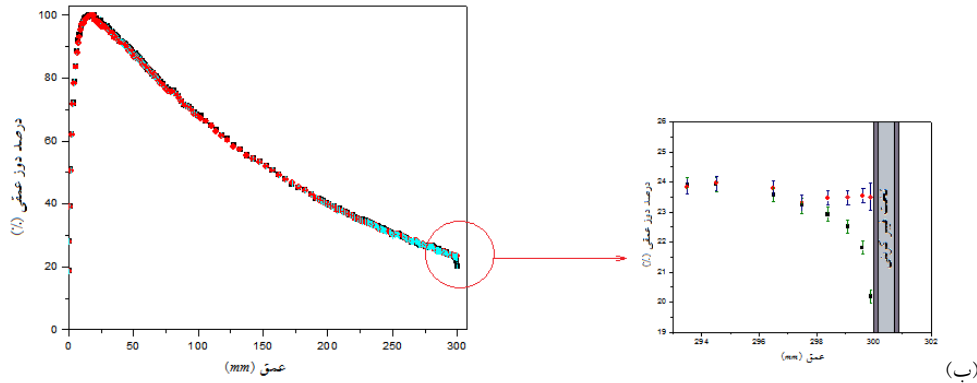
نتایج: شکل ۳، مقایسه بین منحنی های درصد دُز عمقی در حضور، و عدم حضور، تخت فیبر کربنی، در دو حالت پرتو دهی خلفی و قدامی، را برای میدان مرجع $10 \times 10 \text{ cm}^2$ نشان می دهد.





بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

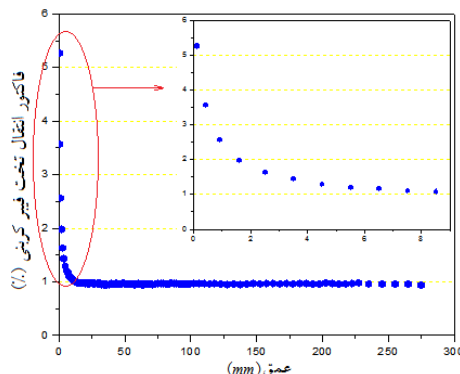
۱۷ و ۱۸ شهریور ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان



شکل ۳. نمایش تغییرات توزیع دوز با عمق، بر روی محور مرکزی پرتو- در شرایط بهنجار شده به عمق بیشینه- در حضور، و عدم حضور، تخت فیبرکربنی برای فوتون‌های $6 MV$ شتابدهنده Siemens Primus Plus در میدان مرجع $10 \times 10 cm^2$ ، (الف) در زاویه 180° ، (پرتو دهی خلفی). (ب) در زاویه 0° ، (پرتو دهی قدامی). منحنی درصد دوز عمقی، [مشکی: در غیاب تخت فیبرکربنی، قرمز: در حضور تخت فیبرکربنی].

مطابق شکل ۳، (الف)، از مقایسه منحنی‌های درصد دوز عمقی درمی‌یابیم که حضور تخت فیبرکربنی در مسیر باریکه تابشی (تحت زاویه 180°) تغییرات چشمگیری در منحنی درصد دوز عمقی ایجاد می‌کند، به طوری که عمق دز بیشینه از $1/45$ سانتیمتر به $0/625$ سانتیمتر، کاهش می‌یابد، و ناحیه انباشت به سمت سطح فانتوم جابه‌جا می‌شود. همچنین، حضور تخت فیبرکربنی، تا قبل از عمق بیشینه سبب افزایش دوز شده و سپس، به علت تضعیف باریکه فوتونی توسط تخت فیبرکربنی، دوز کاهش یافته، که نتیجه آن کاهش دوز دریافتی توسط تومورهایی است که بعد از ناحیه انباشت قرار گرفته‌اند. درصد افزایش دوز پوست به علت حضور تخت فیبرکربنی در مسیر باریکه تابشی بر طبق جدول ۲، برای میدان مرجع $10 \times 10 cm^2$ ، به خوبی با نتایج به دست آمده توسط Wilson و همکاران، و Meydanci و همکار، تطبیق دارد [۳، ۵].

"فاکتور انتقال تخت فیبرکربنی از نسبت دوز جذب شده در حضور تخت به دوز جذب شده در غیاب آن، به دست می‌آید، و، معمولاً، برای میدان مرجع $10 \times 10 cm^2$ و عمق مرجع (عمق بیشینه) گزارش می‌شود [۴]. بر طبق داده‌های به دست آمده توسط کد مونت کارلو، این ضریب برای تخت مورد بررسی $0/9896$ به دست آمد. شکل ۴، تغییر "ضریب انتقال تخت فیبرکربنی را بر حسب عمق درمان نشان می‌دهد.



شکل ۴. تغییر ضریب انتقال تخت فیبرکربنی بر حسب عمق درمان در میدان مرجع $10 \times 10 cm^2$



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

بر طبق شکل ۴، تخت فیبرکربنیدر مسیر باریکه تابشی (تحت زاویه 180°) به صورت یک عامل پراکنده رفتار می‌کند. الکترون‌های تولید شده و فوتون‌های پراکنده شده توسط تخت فیبرکربنی سبب می‌شوند که، در عمق‌های کمتر از 6 mm ، فاکتور انتقال تخت با عمق درمان رابطه عکس داشته و به طور چشمگیری افزایش یابد، اما در عمق‌های بیشتر، فاکتور انتقال مستقل از عمق شده و به مقدار تقریباً ثابتی می‌رسد. به منظور دقت بیشتر در تحلیل فاکتور انتقال و درصد تضعیف تخت فیبرکربنی، جدول دو بعدی این کمیت‌ها بر حسب عمق درمان، تهیه گردید. بر طبق جدول ۱، بیشترین تضعیف ایجاد شده برای فوتون‌های 6 MV در اثر عبور از تخت فیبرکربنی، در عمق $3/5$ سانتیمتر، ($4/75$ ٪) می‌باشد. همچنین بیشترین انتقال باریکه تابشی از تخت درمان در عمق $1/5$ سانتیمتر، و کمترین آن در عمق $3/5$ سانتیمتر مشاهده گردید.

جدول ۱. درصد تضعیف و فاکتور انتقال فوتونهای 6 MV در اثر عبور از تخت فیبرکربنی بر حسب عمق درمان، برای میدان مرجع $10 \times 10\text{ cm}^2$

عمق (cm)	۱/۵	۲/۵	۳/۵	۴/۵	۵/۵	۶/۵	۷/۵	۸/۵	۹/۵	۱۰/۵	۱۱/۵	۱۲/۵	۱۳/۵	۱۴/۵	۱۵/۵	۱۶/۵	۱۷/۵	۱۸/۵
ضریب انتقال	۰/۹۸	۰/۹۷	۰/۹۵	۰/۹۶	۰/۹۶	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۸	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۶	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۷
درصد تضعیف (٪)	۲	۳	۵	۴	۴	۴	۳	۲	۴	۳	۴	۵	۴	۳	۴	۳	۴	۳

هدف از شبیه‌سازی صورت گرفته در زاویه 0° ، بررسی تاثیر تخت فیبرکربنی در ایجاد پرتوهای پس‌پراکنده، و افزایش دُز پوست در ناحیه خروجی پرتو از بدن بیمار می‌باشد. شکل ۳، (ب)، نشان می‌دهد که در تابش قدامی، پرتو خروجی از بدن بیمار به دلیل تماس و نزدیکی پوست بیمار با سطح فیبرکربنی، به فیبرکربنی برخورد کرده و "پس-پراکنده" می‌شود و سطح خلفی بدن بیمار با توجه به سهم پس‌پراکنشاز فیبرکربنی، دُز بیشتری دریافت می‌کند. تحت این شرایط، درصد دُز پرتو پس‌پراکنده از رابطه زیر به دست می‌آید:

نو پس پراکنده

مطابق داده‌های به دست آمده از طریق شبیه‌سازی، درصد دُز پراکنده در عمق $0/1$ میلیمتری پوست، $16/5$ ٪ می‌باشد.

جدول ۲. تغییرات دُز پوست در حضور و عدم حضور تخت فیبرکربنی

در دو حالت پرتو دهی خلفی و قدامی، برای میدان مرجع $10 \times 10\text{ cm}^2$

میزان افزایش دُز پوست (٪)	تفاوت (٪)	دُز جذب شده	
		پوست در حضور تخت فیبرکربنی (٪)	پوست در غیاب تخت فیبرکربنی (٪)
۵/۱۴	۷۸/۴۳	$97/35 \pm 2$	$18/92 \pm 2$

زاویه گانتری 180°



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ و انشگاه اصفهان

زاویه گانتری °	۲۰/۱۸±۱	۳۳/۵۱±۲	۳/۳۳	۱/۱۶
----------------	---------	---------	------	------

تاثیر تخت فیبرکربنی بر دُز پوستدر دو

حالت پرتودهی خلفی و قدامی، در جدول ۲، بررسی شده است.

بحث و نتیجه گیری: براساس بررسی صورت گرفته، تخت فیبرکربنی دو فرایند متضاد روی منحنی درصد دُز عمقی تاثیر می گذارد. این تخت تابش پراکنده شده از سردستگاه را تضعیف کرده و دُز پوست را کاهش می دهد، اما با تولید شار ذرات باردار ثانویه و فوتون های پراکنده شده، احتمال ایجاد آلودگی الکترونی را افزایش داده و با انتقال آن به سطح پوست، موجب افزایش دُز پوست بیمار می شود. با توجه به نتایج حاصله، فرایند دوم غالب به نظر می رسد. علاوه بر این، "تضعیف پرتویی" ناشی از تخت فیبرکربنی، باعث کاهش دُز رسیده به تومورهای عمقی، و عدم نابودی کامل سلول های تومورال می گردد، و احتمال عود مجدد تومور را بالا می برد. بنابراین، چنانچه تضعیف ایجاد شده توسط تخت فیبرکربنی با دقت در سیستم طراحی درمان مدل سازی نشود، اثر تخت فیبرکربنی سبب می شود، اختلاف دُز تحویل داده شده به بیمار و دُز تجویز شده از ۵٪ اختلاف پیشنهاد داده شده در گزارش ۲۴ کمیسیون بین المللی واحدها و اندازه گیریهای تابش (ICRU) تجاوز کند، و به پیامدهای ناخوشایند کلینیکی منجر شود [۹]. بنابراین، برای ابر بردن دقت محاسبات دُز، توصیه می شود، تخت فیبرکربنی در محاسبات دُز بیمار در نظر گرفته شود. به منظور تحقق این هدف، راهکارهای مختلفی پیشنهاد می شوند، که از جمله می توان به موارد زیر اشاره نمود:

۱- تخت شتابدهنده با تخت CT^* ی بیمار یکسان باشد؛ در این صورت، اطلاعات تخت درمان به راحتی با اطلاعات CT ی بیمار ترکیب شده و در سیستم طراحی درمان لحاظ می شود. البته، متاسفانه، در اکثر مراکز درمانی چنین تسهیلاتی در دسترس نیستند.

۲- اطلاعات CT ی تخت فیبرکربنی تهیه و توسط کاربر در سیستم طراحی درمان با اطلاعات CT ی بیمار ترکیب شود. بدیهی است چنین راهکاری نیاز به نرم افزار پیشرفته ای دارد، که بتواند تخت فیبرکربنی را جایگزین تخت CT کند.

۳- طبق نتایج به دست آمده، از آنجا که فاکتور انتقال درصد تضعیف تخت فیبرکربنی در عمق های مختلف، متفاوت هستند، راه حل عملی تر، تهیه جدول ضریب تصحیح تضعیف و انتقال بر حسب عمق درمان و زاویه درمان می باشد. در این صورت ضریب مناسب بر طبق انرژی باریکه فرودی، از جدول گزینش، و در محاسبات دُز اعمال خواهد شد.

(تصویر برداری هسته ای مبتنی بر محاسبات رایانه ای) CT^*

مراجع:



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۷ و ۸ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

- 1- Kapanen M, Accuracy of absorbed dose in external photon beam radiotherapy, University of Helsinki, Finland, 1-78, 2009.
- 2- Meara S.J, Langmark AK, An investigation into the use of carbon fiber for megavoltage radiotherapy application, *phys.Med.Biol*, 43, 1359-1366, 1998.
- 3- Wilson ML, Colley WP, Beavis AW, The effect of the carbon fiber insert for the varian exact couch on the attenuation and build-up of high energy photon beams, *Journal of radiotherapy in practice*, 10, 77-83, 2010.
- 4- Opoku SY, Hanson J, Yarney J, Variation in couch transmission factor with treatment depths in isocentric technique at the national radiotherapy center, *Science journal of medicine and clinical trials*, 196, 1-5, 2012.
- 5- Meydanci, Kemikler, Effect of a carbon fiber tabletop on the surface dose and attenuation for high-energy photon beams, *Radiat.Med*, 26, 539-544, 2008.
- 6- Olch Arthur, Gerig Lee, Li Heng, Mihaylov Ivaylo, Morgan Andrew, Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices, *American association of physics in medicine(AAPM), Task group 176*, 41, 6, 1-30, 2014.
- 7- P. R. Almond, P. J. Biggs, B. M. Coursey, W. F. Hanson, M. S. Huq, R. Nath, and D. W. O. Rogers, protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, *American association of physics in medicine(AAPM), Task group 51, Med. Phys.*26, 1847-1870, 1999.
- 8- Mesbahi, nejad, Dose attenuation effect of hip prostheses in a 9-MV photon beam, *Radiat.Med*, 25, 529-535, 2007.
- 9- Papanikolaou N, Battista J.J, Boyer AL, et.al, Tissue inhomogeneity corrections for magavoltage photon beams, *American association of physics in medicine(AAPM), Task group 65*, 1-142, 2004.