

## اندازه‌گیری دز پرتوهای فوتونی و نوترون حرارتی سطح پستان دگرسو در پرتودرمانی سرطان پستان

بابک شکارچی<sup>۱</sup>، حامد باقری<sup>۱</sup>، اکبر علی اصغرزاده<sup>۲</sup>، احمد رضانی مقدم‌آرانی<sup>۳</sup> و باقر فرهود<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> مرکز تحقیقات علوم پرتویی، دانشگاه علوم پزشکی ارتش ج.ا.ایران، تهران، ایران.

<sup>۲</sup> دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، اصفهان، ایران.

<sup>۳</sup> دانشکده فیزیک، دانشگاه کاشان، کاشان، اصفهان، ایران.

\* اصفهان، کاشان، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیک پزشکی-رادیولوژی، کدپستی: ۸۷۱۵۹۸۱۱۵۱

بست الکترونیکی: bffarhood@gmail.com

### چکیده

هدف مطالعه حاضر، اندازه‌گیری دز پرتوهای فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو<sup>۱</sup> در طول پرتودرمانی سرطان پستان برای اندازه میدان‌های درمانی مختلف در حضور گوه‌های<sup>۲</sup> دینامیکی و فیزیکی می‌باشد. مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی توسط تراشه‌های ترمولومینسانس برای اندازه میدان‌های ۱۱×۱۳، ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع و در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان دادند که مقادیر دز رسیده (ناشی از هر دو پرتوهای فوتونی و نوترون حرارتی) به سطح پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی برای اندازه میدان‌های ۱۱×۱۳، ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع به ترتیب ۱۲/۰۶، ۱۵/۷۵ و ۳۳/۴۰ درصد کل دز تجویزی بودند و همچنین، برای گوه دینامیکی به ترتیب ۹/۱۸، ۱۲/۹۲ و ۲۹/۲۶ درصد کل دز تجویزی به دست آمدند. با افزایش اندازه میدان، مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو افزایش یافتند. علاوه بر این، مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه دینامیکی کمتر از گوه فیزیکی بود. مشابه با پیشنهادات مطالعات قبلی انجام شده، هنگام پرتودرمانی سرطان پستان با تکنیک گوه، استفاده از گوه دینامیکی به جای گوه فیزیکی مخصوصاً برای میدان مماسی داخلی ارجحیت دارد.

**کلیدواژگان:** سرطان پستان، پستان دگرسو، دز فوتون، دز نوترون، پرتودرمانی، دز سطح.

<sup>۱</sup> Contralateral

<sup>۲</sup> Wedges

## ۱. مقدمه

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان در میان زنان در جهان می‌باشد [۱]. اگرچه این سرطان شیوع بالایی در کشورهای توسعه یافته دارد اما ۶۰ درصد مرگ و میر ناشی از سرطان پستان در کشورهای در حال توسعه اتفاق می‌افتد [۲]. امروزه به خاطر غربالگری مؤثر و ترکیب روش‌های درمانی مختلف مثل جراحی، پرتودرمانی و هورمون درمانی، مرگ و میر ناشی از سرطان پستان در کشورهای توسعه یافته کاهش یافته است [۳]. پرتودرمانی یک نقش حیاتی در درمان سرطان پستان دارد و در چندین مقاله گزارش شده است که این روش درمانی میزان بقا را بهبود می‌دهد و منجر به کاهش عود موضعی می‌شود [۴]. در تعدادی از موارد، پرتوهای پرنانرژی (یعنی ۱۸ مگاولت) برای بیماران دارای سرطان پستان استفاده می‌شود [۸، ۹]. به‌رحال، برهمکنش این پرتوهای پرنانرژی (بیشتر از ۸ مگاولت) با مواد با عدد اتمی بالا که در ساختار شتاب دهنده خطی قرار دارند، منجر به تولید نوترون‌های ناخواسته می‌شود [۱۰، ۱۱]. پرتوهای پراکنده شده از سر دستگاه شتاب‌دهنده، پرتوهای پراکنده از داخل بدن بیمار و نوترون‌های ناخواسته می‌توانند به نواحی دور از میدان درمانی برسند [۱۲]. اگرچه مقدار دز در خارج از میدان درمانی کمتر از داخل میدان درمان می‌باشد، اما این مقادیر دز می‌توانند منجر به سرطان‌های ثانویه با دوره نهفته طولانی شوند (مخصوصاً در ارگانهای حساس به پرتو) [۱۳]. شیوع این سرطان‌های ثانویه به اندازه میدان درمانی، مقدار دز تحویلی، توزیع دز، آهنگ دز و فاکتورهای منحصر به فرد بیمار بستگی دارد [۱۴]. در طول پرتودرمانی سرطان پستان، دزهای پراکنده شده به پستان دگرسو خواهند رسید [۱۵]. در چندین مطالعه، وابستگی بین میزان پرتو و کارسینومای سلول پایه و ملانوما گزارش شده است [۱۶، ۱۷]. به‌رحال، شواهد خیلی کمی در ارتباط با رابطه بین میزان پرتو و کارسینومای سلول سنگفرشی وجود دارد [۱۷].

چندین مطالعه خطر بروز<sup>۱</sup> سرطان پوست را، به‌عنوان سرطان ثانویه، در پرتودرمانی سرطان‌های مختلف ارزیابی کرده‌اند. در مطالعه‌ای توسط قوامی و قیاسی، خطر بروز سرطان ثانویه پوست ناشی از آلودگی الکترونی در پرتودرمانی پروستات تخمین زده شد. نتایج آن‌ها نشان دادند که میزان دز غیر قابل اغماضی (از آلودگی‌های الکترونی) به‌وسیله پوست جذب می‌شوند که همراه با یک خطر بروز اضافی از القای سرطان می‌باشد [۱۸]. در مطالعه‌ای دیگر، گوگینز<sup>۲</sup> و همکارانش افزایش خطر بروز ۴۲ درصدی ملانوما را در میان بیماران دارای سرطان پستان که تحت پرتودرمانی قرار گرفته بودند، گزارش کردند [۱۶]. بنابراین، اطلاع از دز پوست ناشی از پرتودرمانی ممکن است برای ارزیابی بالینی یا ارزیابی خطر بروز عوارض دیررس مورد علاقه باشد. اگرچه در مطالعات قبلی مقدار دز فوتونی رسیده به سطح پستان دگرسو بیماران تحت پرتودرمانی سرطان پستان اندازه‌گیری شده است [۱۹-۲۱]، اما هیچ گزارشی از مقدار دز نوترونی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه‌های مکانیکی و دینامیکی برای اندازه میدان‌های درمانی مختلف وجود ندارد. بنابراین، هدف مطالعه حاضر، اندازه‌گیری مقدار دز فوتونی و نوترون-حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در طول پرتودرمانی سرطان پستان برای اندازه میدان‌های درمانی مختلف در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی می‌باشد.

## ۲. مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر، برای اندازه‌گیری مقادیر دز فوتونی و نوترون‌حرارتی در سطح پستان دگرسو، ناحیه پستان سمت

<sup>1</sup> Risk

<sup>2</sup> Goggins

کوره قرار گرفتند. جزئیات بیشتر در ارتباط با کالیبراسیون تراشه‌های ترمولومینسانس نوع ۶۰۰ و ۷۰۰ در مطالعه قبلی توضیح داده شده است [۱۱].

با توجه به اینکه اثرات بیولوژیکی نسبی پرتوها با انرژی و نوع پرتو تغییر می‌کند، یک فاکتور وزنی برای هر نوع پرتو استفاده می‌شود. این فاکتورها برای پرتوهای نوترونی (بسته به انرژی نوترون) در محدوده ۵ تا ۲۰ می‌باشند [۲۵]. در این مطالعه، فاکتور وزنی پرتو نوترونی برای تبدیل مقدار دز فیزیکی به مقدار دز معادل، معادل ۵ در نظر گرفته شد، زیرا مقدار دز جذب شده توسط تراشه‌های ترمولومینسانس، نوترون‌های حرارتی هستند (کمتر از ۱۰ کیلوالکترون‌ولت). متعاقباً، برای به‌دست آوردن مقدار دز معادل (Sv)، مقدار دز جذبی توسط تراشه‌های ترمولومینسانس در فاکتور وزنی پرتو ضرب گردید. نهایتاً، برای افزایش دقت نتایج دزیمتری، هر اندازه‌گیری چهار بار تکرار گردید.

## ۲.۲. طراحی درمان و تابش‌دهی فانتوم

فانتوم راندو (Phantom Laboratory, NY, USA) با استفاده از یک اسکندر توموگرافی کامپیوتری اسکن شد و سپس، تصاویر به سیستم طراحی درمان COREPLAN (Seoul C and J, South Korea) انتقال داده شدند. ناحیه پستان سمت چپ فانتوم راندو به‌عنوان حجم‌درمانی (پستان دارای تومور) در نظر گرفته شد و ناحیه پستان سمت راست برای اندازه‌گیری مقادیر دز حاصل از فوتون‌ها و نوترون‌های حرارتی انتخاب گردید. با توجه به شرایط درمانی، دو میدان مماسی (داخلی و خارجی) طراحی شدند. زاویه گوه مورد استفاده برای هر کدام از گوه‌های فیزیکی و دینامیکی برابر با ۱۵ درجه بود. اندازه میدان‌های درمانی استفاده شده شامل ابعاد ۱۱×۱۳، ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع بودند. نهایتاً، از

راست فانتوم راندو توسط پرتوهای ۱۸ مگا‌ولت ساطع شده از دستگاه شتاب‌دهنده خطی واریان مدل 2100 C/D (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) پرتودهی شد. سپس، مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی برای اندازه میدان‌های درمانی مختلف در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی اندازه‌گیری گردید.

## ۱.۲. دزیمتری توسط تراشه‌های ترمولومینسانس

استفاده از تراشه‌های ترمولومینسانس برای اندازه‌گیری دز پرتویی به‌خوبی اثبات شده است [۲۰]. به خاطر اندازه کوچک و قدرت تفکیک مکانی مناسب، تراشه‌های ترمولومینسانس کاربردهای وسیعی برای اندازه‌گیری دز نقطه‌ای در پرتودرمانی به‌خصوص در نواحی با گرادیان دز بالا دارند. در این زمینه چندین مطالعه وجود دارد که چگونگی استفاده از تراشه‌های ترمولومینسانس برای اندازه‌گیری مقادیر دز فوتونی نوترون-حرارتی را ارائه می‌کنند [۲۲-۲۴].

در مطالعه حاضر، اندازه‌گیری مقادیر دز توسط تراشه‌های ترمولومینسانس نوع ۶۰۰ و ۷۰۰ انجام شدند. این تراشه‌ها توسط شرکت هارشاو<sup>۱</sup> تولید شده و از لیتیوم فلوراید و تیتانیوم (LiF:Ti) با ضخامت ۰/۹ میلی‌متر و اندازه ۳×۳ میلی-متر مربع ساخته شده‌اند. خوانش و آنالیز این تراشه‌ها با استفاده از قرائتگر ترمولومینسانس مدل ۴۵۰۰ شرکت آمریکایی هارشاو در مرکز تحقیقات فیزیک بهداشت آژانس انرژی اتمی ایران و براساس یک پروتکل خاص انجام گردید. فرآیند خوانش تراشه‌ها بدین صورت بود که این دزیمترها به مدت یک ساعت در دمای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد کوره قرار گرفتند و سپس دمایشان کاهش یافته تا به دمای اتاق رسید. پس از آن، تراشه‌ها به مدت ۲ ساعت در دمای ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد

<sup>۱</sup> Harshaw

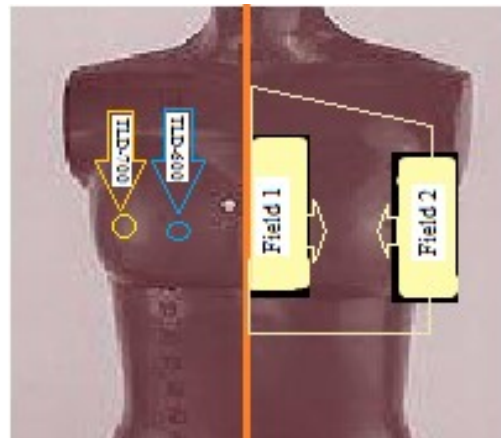
فانتوم راندو بر اساس طراحی درمان و با استفاده از پرتوهای ۱۸ مگاولت پرتودهی گردید.

نهایتاً، مقدار دز سطح پستان دگرسو، از میانگین چهار بار خوانش تراشه‌های ترمولومینسانس در هر نقطه و برای اندازه میدان‌های مختلف در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی به دست آمد.

### ۳. نتایج

یافته‌های مربوط به مقادیر دز فوتونی و نوترون‌حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی، برای اندازه میدان‌های مختلف در جدول ۱ خلاصه شده است. نتایج نشان می‌دهند که مقادیر دز فوتونی رسیده به سطح پستان دگرسو از ۹۲/۹۴ تا ۳۳۵/۴۷ میلی‌سیورت بودند و همچنین، مقادیر دز نوترون‌حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو از ۹۰/۶۲ تا ۳۳۲/۵۶ میلی‌سیورت بودند. حداکثر و حداقل مقادیر دز سطح پستان دگرسو (هر دو نوع فوتون و نوترون‌حرارتی) به ترتیب مربوط به استفاده از گوه فیزیکی با اندازه میدان ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع می‌باشد که ۶۶۸/۰۳ میلی‌سیورت بود و برای گوه دینامیکی با اندازه میدان ۱۱×۱۳ سانتی‌متر مربع می‌باشد که ۱۸۳/۵۶ میلی‌سیورت بود. میانگین دز رسیده به سطح پستان دگرسو با گوه فیزیکی، ۱۹۷/۰۹ میلی‌سیورت بیشتر از گوه دینامیکی در هر سه میدان درمانی بود. شکل ۲، تغییرات مقادیر دز فوتونی و نوترون‌حرارتی رسیده به سطح پستان دگر سو را، به‌عنوان تابعی از اندازه میدان، برای گوه‌های فیزیکی (a) و دینامیکی (b) نشان می‌دهد. شکل ۳، اثر نوع گوه (فیزیکی و دینامیکی) روی مقادیر دز فوتونی (a) و نوترون‌حرارتی (b) رسیده به سطح پستان دگرسو برای اندازه میدان‌های مختلف را نشان می‌دهد.

تکنیک فاصله محور-چشمه<sup>۱</sup> برای تحویل مقدار دز ۲۰۰ سانتی‌گری به نقطه ICRU<sup>۲</sup> استفاده شد. از جمله مشخصات انتخاب نقطه ICRU عبارتند از: (۱) این نقطه باید در داخل حجم درمانی بالینی باشد، (۲) باید در جایی باشد که بتوان به راحتی دز را در آن نقطه تعیین کرد، (۳) باید به دور از نواحی نیم‌سایه و یا نقاطی که گرادیان دز بالاست، باشد. لازم به ذکر است که با توجه مقایسه نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه باقری و همکاران، طراحی درمان در مطالعه حاضر مشابه با مطالعه باقری و همکاران [۱۱] بود. شکل ۱ نمای قدامی مربوط به میدان‌های مماسی ناحیه پستان چپ فانتوم راندو را نشان می‌دهد.



شکل (۱): میدان‌های مماسی پرتودرمانی پستان و موقعیت تراشه‌های ترمولومینسانس روی فانتوم راندو.

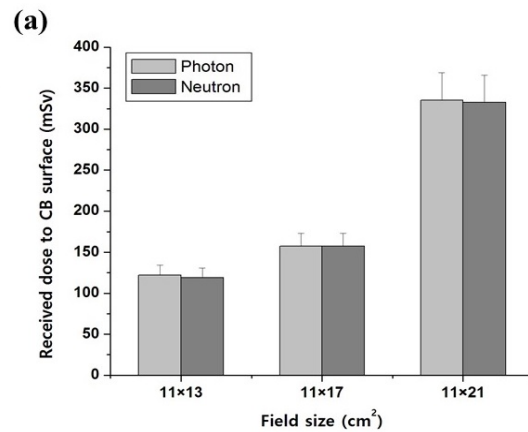
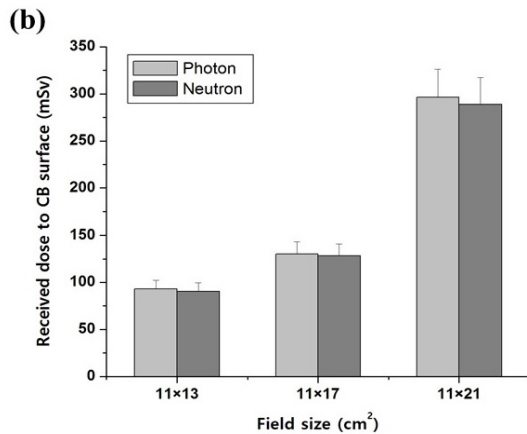
برای اندازه‌گیری مقادیر دز سطح پستان دگرسو در هر کدام از میدان‌های درمانی، یک جفت تراشه ترمولومینسانس (یک عدد ترمولومینسانس نوع ۶۰۰ و یک عدد ترمولومینسانس نوع ۷۰۰) روی سطح ناحیه پستان سمت راست فانتوم راندو قرار داده شد (شکل ۱). به‌عبارت دیگر، برای اندازه‌گیری مقادیر دز، سه جفت تراشه ترمولومینسانس برای گوه مکانیکی و سه جفت تراشه ترمولومینسانس برای گوه دینامیکی استفاده شدند.

<sup>1</sup> Source Axis Distance (SAD)

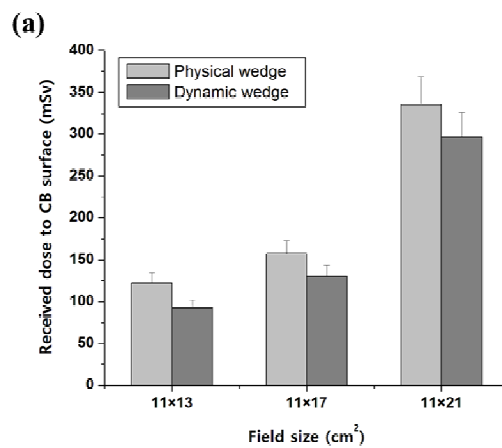
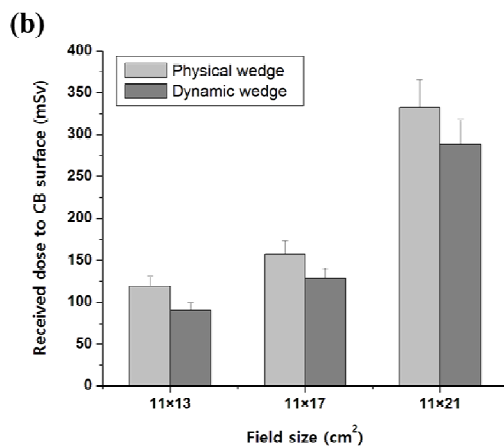
<sup>2</sup> International Commission of Radiation Units and Measurements

جدول (۱): مقادیر دز فوتونی و نوترونی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور انواع گوه و اندازه میدان‌های درمانی مختلف.

مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو (گوه دینامیکی)		مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو (گوه فیزیکی)		اندازه میدان
دز فوتون (میلی‌سیورت)	دز نوترون (میلی‌سیورت)	دز فوتون (میلی‌سیورت)	دز نوترون (میلی‌سیورت)	(سانتی‌مترمربع)
۹۰/۶۲ ± ۹/۱۰	۹۲/۹۴ ± ۹/۳۱	۱۱۹/۰۳ ± ۱۱/۹۸	۱۲۲/۱۳ ± ۱۲/۳۱	۱۱×۱۳
۱۲۸/۰۹ ± ۱۲/۹۳	۱۳۰/۲۵ ± ۱۳/۱۰	۱۵۷/۵۰ ± ۱۵/۷۵	۱۵۷/۵۲ ± ۱۵/۷۶	۱۱×۱۷
۲۸۸/۷۳ ± ۲۸/۹۲	۲۹۶/۴۹ ± ۲۹/۶۵	۳۳۲/۵۶ ± ۳۳/۳۰	۳۳۵/۴۷ ± ۳۳/۵۷	۱۱×۲۱



شکل (۲): مقادیر دز فوتونی و نوترونی حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در اندازه میدان‌های مختلف برای گوه فیزیکی (a) و گوه دینامیکی (b).



شکل (۳): اثر انواع گوه روی مقادیر دز فوتونی (a) و نوترونی حرارتی (b) رسیده به سطح پستان دگرسو در اندازه میدان‌های مختلف.

## ۴. بحث

در مطالعه حاضر، مقادیر دز فوتونی و نوترونی حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در پرتودرمانی سرطان پستان در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی اندازه‌گیری شدند. این اندازه‌گیری‌ها برای اندازه میدان‌های مختلف شامل ابعاد ۱۱×۱۳، ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع انجام گردید. علاوه بر این، اثرات اندازه میدان درمانی و نوع گوه روی مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو ارزیابی گردیدند. نهایتاً، مقادیر دز (برای هر دو نوع فوتونی و نوترونی حرارتی) رسیده به سطح

در مطالعه حاضر، مقادیر دز فوتونی و نوترونی حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در پرتودرمانی سرطان پستان در حضور گوه‌های فیزیکی و دینامیکی اندازه‌گیری شدند. این اندازه‌گیری‌ها برای اندازه میدان‌های مختلف شامل ابعاد

۳۳/۴۰ درصد مقدار دز تجویز شده به حجم درمانی تومور بودند و همچنین، برای گوه دینامیکی به ترتیب ۹/۱۸، ۱۲/۹۲ و ۲۹/۲۶ درصد مقدار دز تجویز شده به حجم درمانی تومور به دست آمدند.

در مطالعه باقری و همکاران [۱۱]، مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به پستان دگرسو در طول پرتودرمانی سرطان پستان ارزیابی گردید. یافته‌های آن مطالعه نشان دادند که مقادیر دز رسیده به پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی برای اندازه میدان‌های ۱۱×۱۷، ۱۱×۱۳ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع به ترتیب ۵/۹۲، ۶/۳۶ و ۶/۷۷ درصد مقدار دز تجویز شده به حجم درمانی تومور بودند و همچنین، برای گوه دینامیکی به ترتیب ۲/۹۲، ۴/۶۳ و ۵/۶۰ درصد مقدار دز تجویز شده به حجم درمانی تومور بودند.

با مقایسه نتایج این دو مطالعه (جدول ۲)، استنتاج می‌شود که مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو خیلی بیشتر از مقدار دز رسیده به پستان دگرسو می‌باشد، مخصوصاً برای اندازه میدان بزرگتر. بنابراین، باید سعی شود که مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو در طول پرتودرمانی سرطان پستان تا حد امکان کاهش یابد. در این زمینه چندین مطالعه وجود دارند که برای به حداقل رساندن مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو یا پستان دگرسو در طول پرتودرمانی سرطان پستان، تکنیک‌هایی را ارائه می‌کنند [۳۰-۳۸].

علاوه بر این، مقادیر دز فوتونی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی برای اندازه میدان‌های ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع به ترتیب ۶/۱۱، ۷/۸۸ و ۱۶/۷۷ درصد و برای گوه دینامیکی به ترتیب ۴/۶۵، ۶/۵۱ و ۱۴/۸۲ درصد مقدار دز تجویز شده به حجم درمانی تومور بودند.

پستان دگرسو و پستان دگرسو [۱۱] برای اندازه میدان‌ها و انواع گوه‌های ذکر شده در بالا اندازه‌گیری شدند.

پرتوهای نشتی و پراکنده از سر دستگاه شتاب‌دهنده و تجهیزات کمکی و همچنین بدن بیمار می‌توانند مسئول مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو باشند [۱۹]. پوست بدن یک ساختار حساس به پرتو می‌باشد و همچنین، مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو می‌تواند منجر به بروز سرطان پوست ثانویه در طول پرتودرمانی سرطان پستان شود. بنابراین، اندازه‌گیری و ارزیابی دز سطحی پستان دگرسو و تأثیر پارامترهایی مانند اندازه میدان درمانی و نوع گوه بر میزان دز دریافتی مهم می‌باشد. اخیراً، چندین مطالعه اثر فیلتر گوه را روی آلودگی فوتون-نوترون پرتوهای فوتونی و توزیع زاویه‌اش اطراف سر درمانی شتاب‌دهنده خطی ارزیابی کرده‌اند [۲۶-۲۸].

گزارش شده است که استفاده از گوه با عدد اتمی بالا در مسیر فوتون‌های پرانرژی می‌تواند منجر به افزایش مقدار آلودگی فوتون-نوترون شود [۲۹]. هنگام استفاده از فیلتر گوه، شار فوتونی رسیده به عمق دز حداکثر کاهش می‌یابد. بنابراین، برای جبران این اثر تضعیف، مقدار واحد نمایشگر<sup>۱</sup> زیادی نیاز است تا مقدار دز یکسانی در عمق دز حداکثر تولید گردد که این عامل نیز در نهایت، منجر به تولید مقدار فوتون-نوترون بیشتر برای پرتوهای گوه دار می‌شود [۲۶]. اثر دیگر می‌تواند افزایش فوتون‌های پراکنده شده به عقب و برهمکنش‌های این پرتوها با اجزای سر دستگاه شتاب‌دهنده خطی باشد که می‌تواند منجر به نشتی بیشتر پرتوهای فوتونی و نوترونی شود [۲۸].

در مطالعه حاضر، مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی برای اندازه میدان‌های ۱۱×۱۳، ۱۱×۱۷ و ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع به ترتیب ۱۲/۰۶، ۱۵/۷۵ و

<sup>۱</sup> Monitor Unit

جدول (۲): مقایسه بین مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو در حضور انواع گوه و اندازه میدان‌های درمانی مختلف.

اندازه میدان (سانتی متر مربع)	مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو (میلی سیورت) (مطالعه حاضر)	مقدار دز رسیده به پستان دگرسو (میلی سیورت) (باقری و همکاران [۱۱])
۱۳×۱۱	۲۴۱/۱۶	۱۱۸/۳۸
۱۷×۱۱	۳۱۵/۰۲	۱۲۷/۲۳
۲۱×۱۱	۶۶۸/۰۳	۱۳۵/۴۰

نتایج مطالعه حاضر (شکل ۳) نشان می‌دهند که مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه دینامیکی کمتر از گوه فیزیکی است. گوه فیزیکی از مواد فلزی ساخته شده است و به‌صورت دستی در مسیر باریکه پرتو قرار می‌گیرد و در نتیجه، به خاطر برهمکنش پرتوهای فوتونی اولیه با مواد فلزی گوه فیزیکی، فوتون‌های پراکنده بیشتری تولید می‌کند. نتایج این تحقیق در توافق با یافته‌های مطالعات دیگر بود. چندین مطالعه بیان کرده‌اند که استفاده از گوه‌های فیزیکی منجر به رسیدن مقدار دز قابل توجه به سطح پستان دگرسو در مقایسه با میدان درمانی باز (بدون گوه) می‌شود، به خصوص برای میدان درمانی مماسی داخلی [۱۹، ۲۱، ۳۹].

شکل ۴، تغییرات میزان دز رسیده به سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو [۱۱] را به‌عنوان تابعی از اندازه میدان درمانی برای گوه‌های فیزیکی (a) و دینامیکی (b) نشان می‌دهد. همان‌طور که از شکل ۴ مشاهده می‌شود، با افزایش اندازه میدان، اختلاف مقدار دز بین سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو افزایش می‌یابد. برای مثال، برای اندازه میدان ۱۱×۱۳ سانتی‌متر مربع، اختلاف دز بین سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو برای گوه فیزیکی برابر با ۳۴/۱۵ درصد می‌باشد، درحالی‌که برای اندازه میدان ۱۱×۲۱ سانتی‌متر مربع برابر با ۶۶/۲۹ درصد می‌باشد.

پرابهاکار<sup>۱</sup> و همکارانش مقدار دز فوتون سطح پستان دگرسو را برای تکنیک‌های مماسی مختلف اندازه‌گیری کردند. آن‌ها نشان دادند که دز پوست اندازه‌گیری شده در نوک پستان از ۲/۱ تا ۱۰/۹ درصد دز ایزوستتر می‌باشد [۱۹]. نتایج آن‌ها در توافق با یافته‌های مطالعه حاضر بودند. در مطالعه‌ای دیگر، الذوبی<sup>۲</sup> و همکارانش دز فوتون سطح پستان دگرسو حاصل از پرتوهای قفسه سینه و پستان را اندازه‌گیری کردند. آن‌ها گزارش کردند که دز فوتون سطح پستان دگرسو ۲/۱ تا ۴/۱ درصد مقدار دز تجویز شده می‌باشد [۲۰]. مقادیر دز به‌دست آمده در مطالعه آن‌ها کمتر از مقادیر دز به‌دست آمده در مطالعه حاضر بود و این اختلاف ممکن است به خاطر تفاوت در انرژی پرتوهای استفاده شده و تکنیک‌های درمانی باشد.

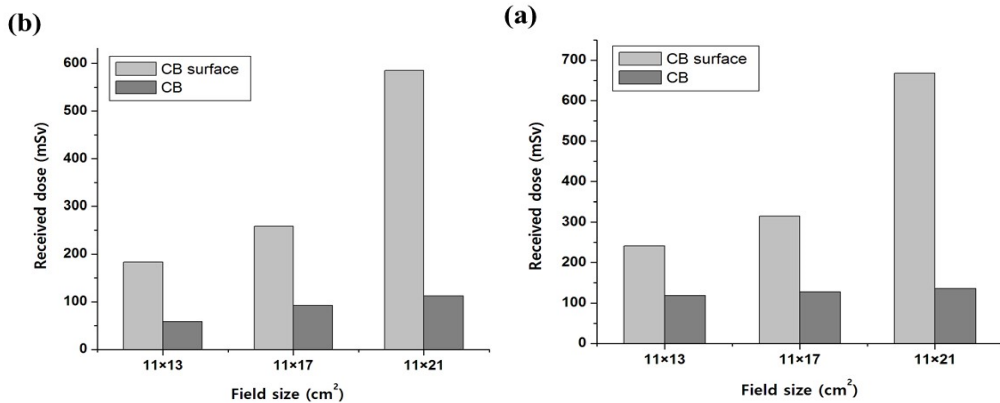
همان‌طور که از شکل ۲ نمایان است، مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پوست پستان دگرسو با افزایش اندازه میدان درمانی زیاد می‌شوند. نتایج به‌دست آمده قابل انتظار است زیرا با افزایش اندازه میدان، مقدار فوتون‌های پراکنده شده نیز افزایش می‌یابد و متعاقباً، برهمکنش این فوتون‌ها با مواد با عدد اتمی بالا موجود در مسیر باریکه زیاد می‌شود. علاوه بر این، نتایج نشان دادند که برای هر سه اندازه میدان، مقدار دز فوتونی رسیده به سطح پستان دگرسو کمی بیشتر از مقدار دز نوترون حرارتی بود. این نتایج در توافق با یافته‌های باقری و همکارانش بودند [۱۱].

<sup>1</sup> Prabhakar

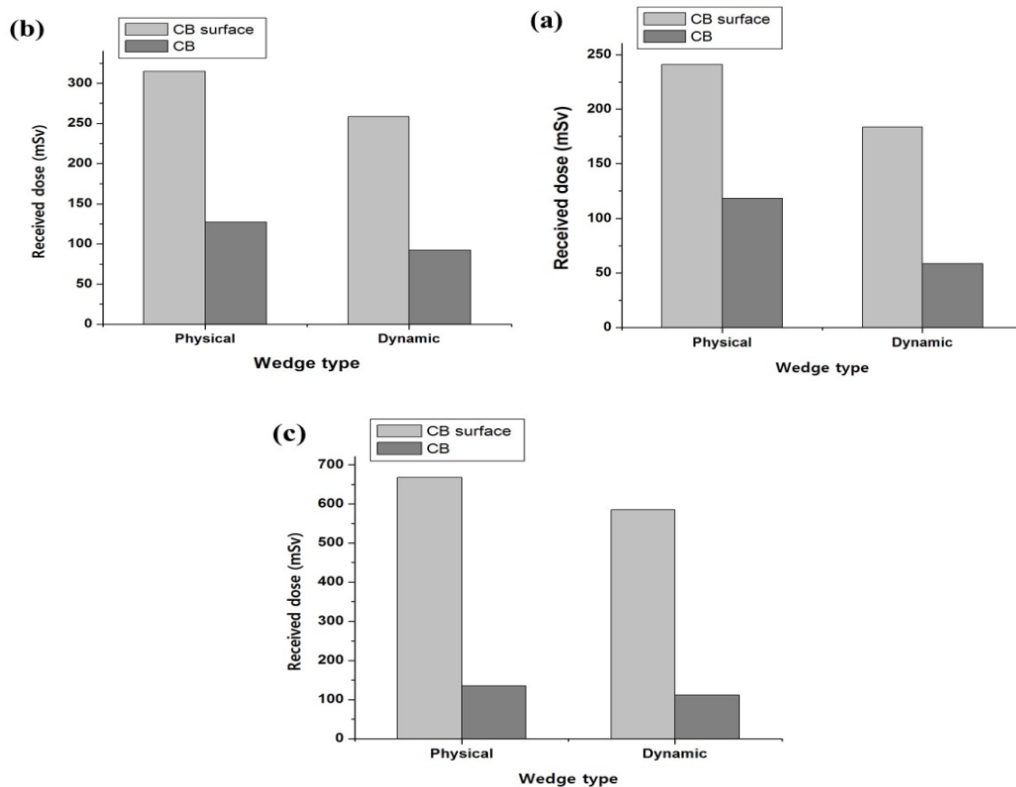
<sup>2</sup> Alzoubi

پستان دگرسو برای گوه دینامیکی بیشتر از گوه فیزیکی است. برای مثال، برای اندازه میدان  $11 \times 13$  سانتی متر مربع، اختلاف دز بین سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو برای گوه فیزیکی برابر با  $34/15$  درصد می باشد، درحالی که برای اندازه میدان  $11 \times 21$  سانتی متر مربع برابر با  $51/67$  درصد می باشد.

شکل ۵، اثر نوع گوه و اندازه میدان درمانی را روی مقادیر دز فوتونی و نوترون حرارتی رسیده به سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو [۱۱] در اندازه میدانهای  $11 \times 13$  (a)،  $11 \times 17$  (b) و  $11 \times 21$  (c) سانتی متر مربع نشان می دهد. همچنین شکل ۵ نشان می دهد که اختلاف دز بین سطح پستان دگرسو و



شکل (۴): مقایسه مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی (a) و گوه دینامیکی (b).



شکل (۵): مقایسه مقادیر دز رسیده به سطح پستان دگرسو و پستان دگرسو در حضور گوه برای اندازه میدانهای  $11 \times 13$  (a)،  $11 \times 17$  (b) و  $11 \times 21$  (c) سانتی متر مربع.



## ۵. نتیجه‌گیری

گوه دینامیکی بود. بنابراین، مشابه با پیشنهادات مطالعات قبلی انجام شده، هنگام پرتودرمانی سرطان پستان با تکنیک گوه، استفاده از گوه دینامیکی به جای گوه فیزیکی مخصوصاً برای میدان مماسی داخلی ارجحیت دارد. همچنین لازم به ذکر است که برای کاهش دز نوترون پیشنهاد می‌شود که تا حد امکان از انرژی‌های ۱۸ مگاالکترون‌ولت استفاده نشود و به‌جای آن از انرژی‌های پایین (۱۰ یا ۸ مگاالکترون‌ولت) استفاده گردد.

با توجه به خطر بروز سرطان پوست، به‌عنوان سرطان ثانویه در طول پرتودرمانی سرطان پستان، اندازه‌گیری مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو امری ضروری است. نتایج مطالعه حاضر نشان دادند که مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو مخصوصاً برای اندازه میدان بزرگتر نسبتاً بالاست (۳۳/۴۰ درصد مقدار دز تجویز شده). علاوه بر این، مقدار دز رسیده به سطح پستان دگرسو در حضور گوه فیزیکی بیشتر از

## ۶. مراجع

- [1] B. Farhood, M.T. BahreyniToossi, N. Ghatei, N. Mohamadian, A. Mozaffari and C. Knaup. A comparison between skin dose of breast cancer patients at the breast region, measured by thermoluminescent dosimeter in the presence and absence of bolus. *J. Cancer Res. Ther.* 14(6) (2018) 1214–1219.
- [2] A. Jemal, F. Bray, M.M. Center, J. Ferlay, E. Ward and D. Forman. Global cancer statistics. *CA Cancer J. Clin.* 61(2) (2011) 69–90.
- [3] C. Ma, W. Zhang, J. Lu, L. Wu, F. Wu, B. Huang, Y. Lin and D. Li. Dosimetric comparison and evaluation of three radiotherapy techniques for use after modified radical mastectomy for locally advanced left-sided breast cancer. *Sci. Rep.* 5 (2015) 12274.
- [4] Early Breast Cancer Trialists' Collaborative Group (EBCTCG). Effect of radiotherapy after breast-conserving surgery on 10-year recurrence and 15-year breast cancer death: meta-analysis of individual patient data for 10 801 women in 17 randomised trials. *Lancet.* 378(11) (2011) 1707–1716.
- [5] R.J. Santiago, L. Wu, E. Harris, K. Fox, D. Schultz, J. Glick and L.J. Solin. Fifteen-year results of breast-conserving surgery and definitive irradiation for Stage I and II breast carcinoma: the University of Pennsylvania experience. *J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 58(1) (2004) 233–240.
- [6] U. Veronesi, N. Cascinelli, L. Mariani, M. Greco, R. Saccozzi, A. Luini, M. Aguilar and E. Marubini. Twenty-year follow-up of a randomized study comparing breast-conserving surgery with radical mastectomy for early breast cancer. *N. Engl. J. Med.* 347(16) (2002) 1227–1232.
- [7] B. Fisher, S. Anderson, J. Bryant, R.G. Margolese, M. Deutsch, E.R. Fisher, J.H. Jeong and N. Wolmark. Twenty-year follow-up of a randomized trial comparing total mastectomy, lumpectomy, and lumpectomy plus irradiation for the treatment of invasive breast cancer. *N. Engl. J. Med.* 347(16) (2002) 1233–1241.
- [8] F.A. Vicini, M. Sharpe, L. Kestin, A. Martinez, C.K. Mitchell, M.F. Wallace, R. Matter and J. Wong. Optimizing breast cancer treatment efficacy with intensity-modulated radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 54(5) (2002) 1336–1344.
- [9] F.A. Vicini, V. Remouchamps, M. Wallace, M. Sharpe, J. Fayad, L. Tyburski, N. Letts, L. Kestin, G. Edmundson, J. Pettinga, N.S. Goldstein and J. Wong. Ongoing clinical experience utilizing 3D conformal external beam radiotherapy to deliver partial-breast irradiation in patients with early-stage breast cancer treated with breast-conserving therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 57(5) (2003) 1247–1253.
- [10] R. Falcao, A. Facure and A. Silva. Neutron dose calculation at the maze entrance of medical linear accelerator rooms. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 123(3) (2006) 283–287.
- [11] H. Bagheri, R.S. Mahdavi, B. Shekarchi, F. Manouchehri and B. Farhood. Measurement of the contralateral breast photon and thermal neutron doses in breast cancer radiotherapy: a comparison between physical and dynamic wedges. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 178(1) (2017) 73–81.
- [12] J.Y. Huang, D.S. Followill, X.A. Wang and S.F. Kry. Accuracy and sources of error of out-of field dose calculations by a commercial treatment planning system for intensity-modulated radiation therapy treatments. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 14(2) (2013) 4139.
- [13] C. La Tessa, T. Berger, R. Kaderka, D. Schardt, C. Körner, U. Ramm, J. Licher, N. Matsufuji, C. Vallhagen Dahlgren, T. Lomax, G. Reitz and M. Durante. Out-of-field dose studies with an anthropomorphic phantom: comparison of X-rays and particle therapy treatments. *Radiother. Oncol.* 105(1) (2012) 133–138.
- [14] M. Tubiana. Can we reduce the incidence of second primary malignancies occurring after radiotherapy? A critical review. *Radiother. Oncol.* 91(1) (2009) 4–15.
- [15] H. Bilge, N. Ozbek, M. Okutan, A. Cakir and H. Acar. Surface dose and build-up region measurements

- with wedge filters for 6 and 18 MV photon beams. *Jpn. J.Radiol.* 28(2) (2010) 110–116.
- [16] W. Goggins, W. Gao and H. Tsao. Association between female breast cancer and cutaneous melanoma. *Int. J. Cancer.* 111(5) (2004) 792–794.
- [17] R.E. Shore. Radiation-induced skin cancer in humans. *Med. Pediatr. Oncol.* 36(5) (2001) 549–554.
- [18] S.M. Ghavami and H. Ghiasi. Estimation of Secondary Skin Cancer Risk Due To Electron Contamination in 18-MV LINAC-Based Prostate Radiotherapy. *Iran. J. Med. Phys.* 13(4) (2016) 236–249.
- [19] R. Prabhakar, K. Haresh, P. Julka, T. Ganesh, G. Rath, R. Joshi, M. Sasindran, K.K. Naik and P.S. Sridhar. A study on contralateral breast surface dose for various tangential field techniques and the impact of set-up error on this dose. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 30(1) (2007) 42–45.
- [20] A. Alzoubi, S. Kandaiya, A. Shukri and E. Elsherbieny. Contralateral breast dose from chest wall and breast irradiation: local experience. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 33(2) (2010) 137–144.
- [21] W.B. Warlick, H. James, L. Earley, J.H. Moeller, D.K. Gaffney and D.D. Leavitt. Dose to the contralateral breast: a comparison of two techniques using the enhanced dynamic wedge versus a standard wedge. *Med. Dosim.* 22(3) (1997) 185–191.
- [22] R. Kaderka, D. Schardt, M. Durante, T. Berger, U. Ramm, J. Licher and C. La Tessa. Out-of-field dose measurements in a water phantom using different radiotherapy modalities. *Phys. Med. Biol.* 57(16) (2012) 5059–5074.
- [23] A. Triolo, M. Marrale and M. Brai. Neutron–gamma mixed field measurements by means of MCP–TLD600 dosimeter pair. *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B.* 264(1) (2007) 183–188.
- [24] F. Vanhavere, D. Huyskens and L. Struelens. Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 110(1-4) (2004) 607–612.
- [25] D.A. Schauer and O.W. Linton. NCRP report No. 160, ionizing radiation exposure of the population of the United States, medical exposure—are we doing less with more, and is there a role for health physicists? *Health Phys.* 97(1) (2009) 1–5.
- [26] S.M. Ghavami, A. Mesbahi and E. Mohammadi. The impact of automatic wedge filter on photoneutron and photon spectra of an 18-MV photon beam. *Radiat. Prot. Dosimetry.* 138(2) (2009) 123–128.
- [27] S.M. Hashemi, B. Hashemi-Malayeri, G. Raisali, P. Shokrani, A.A. Sharafi and F. Torkezadeh. Measurement of photoneutron dose produced by wedge filters of a high energy linac using polycarbonate films. *J.Radiat. Res.* 49(3) (2008) 279–283.
- [28] A. Mesbahi, A. Keshtkar, E. Mohammadi and M. Mohammadzadeh. Effect of wedge filter and field size on photoneutron dose equivalent for an 18MV photon beam of a medical linear accelerator. *Appl. Radiat. Isot.* 68(1) (2010) 84–89.
- [29] A. Naseri and A. Mesbahi. A review on photoneutrons characteristics in radiation therapy with high-energy photon beams. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 15(5) (2010) 138–144.
- [30] O. Tercilla, F. Krasin and L. Lawn-Tsao. Comparison of contralateral breast doses from 1/2 beam block and isocentric treatment techniques for patients treated with primary breast irradiation with 60 Co. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 17(1) (1989) 205–210.
- [31] R. Muller-Runkel and U.P. Kalokhe. Scatter dose from tangential breast irradiation of the uninvolved breast. *Radiology.* 175(3) (1990) 873–876.
- [32] L. Hong, M. Hunt, C. Chui, S. Spirou, K. Forster, H. Lee, J. Yahalom, G.J. Kutcher and B. McCormick. Intensity-modulated tangential beam irradiation of the intact breast. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 44(5) (1999) 1155–1164.
- [33] E.A. Krueger, B.A. Fraass and L.J. Pierce. Clinical aspects of intensity-modulated radiotherapy in the treatment of breast cancer. *Semin. Radiat. Oncol.* 12(3) (2002) 250–259.
- [34] T.C. Woo, J.P. Pignol, E. Rakovitch, T. Vu, D. Hicks, P. O'Brien and K. Pritchard. Body radiation exposure in breast cancer radiotherapy: impact of breast IMRT and virtual wedge compensation techniques. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 65(1) (2006) 52–58.
- [35] Y.O. Borghero, M. Salehpour, M.D. McNeese, M. Stovall, S.A. Smith, J. Johnson, G.H. Perkins, E.A. Strom, J.L. Oh, S.M. Kirsner, W.A. Woodward, T.K. Yu and T.A. Buchholz. Multileaf field-in-field forward-planned intensity-modulated dose compensation for whole-breast irradiation is associated with reduced contralateral breast dose: a phantom model comparison. *Radiother. Oncol.* 82(3) (2007) 324–328.
- [36] E. Donovan, N. Bleakley, E. Denholm, P. Evans, L. Gothard, J. Hanson, C. Peckitt, S. Reise, G. Ross, G. Sharp, R. Symonds-Taylor, D. Tait, J. Yarnold and Breast Technology Group. Randomised trial of standard 2D radiotherapy (RT) versus intensity modulated radiotherapy (IMRT) in patients prescribed breast radiotherapy. *Radiother. Oncol.* 82(3) (2007) 254–264.
- [37] J.P. Pignol, I. Olivetto, E. Rakovitch, S. Gardner, K. Sixel, W. Beckham, T.T. Vu, P. Truong, I. Ackerman and L. Paszat. A multicenter randomized trial of breast intensity-modulated radiation therapy to reduce acute radiation dermatitis. *J. Clin. Oncol.* 26(13) (2008) 2085–2092.
- [38] T. Ohashi, A. Takeda, N. Shigematsu, J. Fukada, N. Sanuki, A. Amemiya and A. Kubo. Dose distribution analysis of axillary lymph nodes for three-dimensional conformal radiotherapy with a field-in-field technique for breast cancer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 73(1) (2009) 80–87.
- [39] M. Akram, K. Iqbal, M. Isa, M. Afzal and S.A. Buzdar. Optimum reckoning of contra lateral breast dose using physical wedge and enhanced dynamic wedge in radiotherapy treatment planning system. *Int. J. Radiat. Res.* 12 (2014) 295–302.