

طراحی و ساخت گرید مورد استفاده در گرید تراپی با فوتونهای مگاولتاژ

کریم قاضی خانلو ثانی: کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان: نویسنده رابط
E-mail: karim_ghazikhanlou@yahoo.com

دکتر عبدالرضا هاشمیان: استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
امیرحسین گودرزی: کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
سیامک سبزواری: کارشناس رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان

دریافت: ۸۵/۱۱/۳، پذیرش: ۸۶/۵/۱۷

چکیده

زمینه و اهداف: یکی از معضلات موجود در زمینه درمان‌های تشعشعی تومورهای بدخیم اینست که با افزایش اندازه تومور توانایی درمان‌های تشعشعی خارجی متداول جهت ریشه کن نمودن تومور بدلیل محدودیت حد تحمل بافت نرمال کاهش می‌یابد. گرید تراپی تکنیکی برای تجویز دوزهای بالاتر از اشعه (۲۰ - ۱۵ Gy)، در یک مرحله، به تعداد بسیاری از حجم‌های کوچک در یک میدان درمانی بزرگ است. گرید صفحه‌ای دارای چندین حفره است که قسمتهای از میدان درمانی را در مقابل تشعشعات مستقیم شیلد می‌کند.

توزیع دوز در گرید تراپی مگاولتاژ تفاوت معنی داری با تکنیک‌های تشعشعی معمول دارد (به عنوان مثال شیب‌های زیادی از دوز در حجم درمانی وجود دارد). هدف این تحقیق طراحی و ساخت گرید مطلوب جهت استفاده با دستگاه شتابدهنده خطی Neptun 10 PC (با قابلیت تولید تشعشعات فوتونی با انرژی ۹ Mev) موجود در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) مشهد است. در نهایت خصوصیات دوزیمتری این گرید مورد بررسی قرار می‌گیرد.

روش بررسی: بدین منظور ابتدا گریدی از جنس سرب با ضخامت ۷ سانتیمتر توسط نرم افزار سالیید وورک Solid works طراحی گردید. گرید دارای یک ردیف مربعی ۱۶ × ۱۶ از حفره‌هایی است که وقتی گرید در فاصله ۷۰ سانتیمتری از هدف دستگاه شتابدهنده نصب شود در آیزوستر حفره‌هایی با قطر در حدود ۱/۳ سانتیمتر با فاصله بین مرکز حفره‌های مجاور ۱/۸ سانتیمتر ایجاد خواهند نمود. جهت ساخت گرید ابتدا آلیاژی از سرب (سرب ۷۵٪، آنتیموان ۱۵٪، قلع ۱۰٪) که مقاومت کافی در برابر فشار و ضربه را دارا باشد انتخاب گردیده و قالب اولیه ریخته گری گردید. سپس توسط دستگاه فرز (Vertical Machining Center, VMC) حفره‌هایی با ابعاد و قطر دلخواه بر روی قالب ایجاد گردید.

در مرحله نهایی گرید بر روی دستگاه شتابدهنده Neptun 10 PC موجود در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) مشهد که فوتونهای ۹ Mev نصب شد و خصوصیات دوزیمتری گرید در این مرحله بررسی گردید.

یافته‌ها: گرید ساخته شده با این روش از نظر اقتصادی مقرون به صرفه بوده و هزینه آن بسیار کمتر از روشهای قبلی می‌باشد... جهت گیری حفره‌ها با دقت زیادی همراه است که خصوصیات دوزیمتری گرید گواه این مدعاست. منحنی‌های دوز عمقی ناشی از گرید بین منحنی‌های دوز عمقی میدان باز مشابه و یک شعاع باریک تشعشعی قرار دارد. نسبت دوز داده شده به مرکز نواحی شیلد شده به دوز در زیر مراکز حفره‌ها به عنوان نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک نامیده می‌شود و این نسبت برای فوتونهای با انرژی ۹ Mev در عمق Dmax بین ۱۷ تا ۲۸ درصد می‌باشد. در عمق ۱۰ سانتیمتری این نسبت بین ۲۳ تا ۳۵ درصد افزایش می‌یابد. فاکتور خروجی گرید نیز در حدود ۷۸٪ است.

نتیجه گیری: خصوصیات دوزیمتری این گرید امکان استفاده از آن را در کاربردهای کلینیکی فراهم می‌آورد. استفاده از گرید تراپی قابلیت درمان و تسکین بیمارانی که تومورهای بزرگ و عظیم‌الجثه دارند و همچنین سرطان‌هایی که روشهای معمول رادیوتراپی از درمان آنها عاجز هستند را فراهم می‌نماید.

کلید واژه‌ها: گرید تراپی، تسکین، دوزیمتری، مگاولتاژ.

مقدمه

درمان تومورهای عظیم‌الجثه بدخیم بعنوان یک چالش برای انکولوژیست‌ها مطرح است. هر چه اندازه تومور افزایش می‌یابد قابلیت درمان‌های متداول تشعشعی در درمان محدود می‌گردد زیرا حد تحمل بافت‌های سالم با افزایش حجم ناحیه تشعشع دیده کاهش می‌یابد (۱ و ۲).

تکنیک‌های تقسیم بندی دوز به شیوه متفاوت تلاشی جهت افزایش دوز به تومور به منظور کنترل موضعی بهتر آن بوده است (۳). ولی حتی با وجود یافته‌های جدیدتر، کنترل موضعی تومورهای بزرگ و حجیم ($< 8 \text{ cm}$) بعنوان یک مشکل باقی مانده است (۴ و ۵).

در سال ۱۹۹۵ میلادی در تحقیقی که توسط دکتر محمد محی‌الدین و همکاران در دانشگاه کنتاکی آمریکا انجام شد، خصوصیات دوزیمتری گرید مورد استفاده در گرید تراپی مگاولتاژ مورد بررسی قرار گرفت. گرید مورد استفاده در این مطالعه صفحه‌ای از جنس آلیاژ سروبند با ضخامت ۷ سانتیمتر می‌باشد که تعداد ۲۵۶ حفره در ردیف‌های ۱۶×۱۶ روی آن قرار دارند. گرید مورد نظر با جاگذاری ۲۵۶ میله فولادی در یک قالب آلومینیومی و ریختن آلیاژی از سروبند درون این قالب ایجاد شده بود و میله‌ها بگونه‌ای جای داده شده بودند که محور مرکزی آنها واگرایی فوتون‌ها را تعقیب می‌نمود. وقتی انتهای گرید در فاصله ۷۰ سانتیمتری از هدف دستگاه شتابدهنده قرار داشت تشعشعاتی با پهنای منحنی در نصف ماکزیمم (FWHM) برابر با ۱ سانتیمتر به سطح آیزوستر می‌رسید. در این مطالعه عمق دوز ماکزیمم برای فوتون‌های ۶Mev و ۲۵Mev بترتیب برابر با $۱/۲$ و $۳/۴$ (که با افزایش ابعاد میدان کاهش می‌یابد) است. نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک برای فوتون‌های ۶Mev حدود ۱۵ درصد (در عمق D_{\max}) و ۲۵ تا ۴۵ درصد (در عمق ۱۰ سانتیمتری) و برای فوتون‌های ۲۵Mev در هر دو عمق D_{\max} و ۱۰ سانتیمتری در حدود ۶۰ درصد می‌باشد. فاکتور خروجی گرید برای فوتون‌های ۲۵Mev و ۶ برابر با $۰/۸۹$ و $۰/۷۷$ می‌باشد (۶).

همچنین مطالعه‌ای توسط دکتر علی میگونی، دکتر Rief و همکاران بر روی خصوصیات دوزیمتری گرید انجام شد. در این مطالعه گریدی از جنس آلیاژ سروبند با ضخامت ۷ سانتیمتر که دارای ۲۵۶ حفره در ردیف‌های ۱۶×۱۶ مربعی شکل می‌باشد استفاده گردید. روش ساخت گرید نیز مشابه با روش قبلی بوده است. قطر حفره‌های گرید که بر روی آیزوستر منعکس می‌شدند برابر با $۱/۳$ سانتیمتر و فواصل بین حفره‌ها برابر با $۱/۸$ سانتیمتر بود. در این مطالعه از تشعشعات فوتونی با انرژی ۱۸Mev و ۶ استفاده گردید. دوز در نواحی شیلد شده نسبت به نواحی باز در انرژی‌های ۱۸ و ۶Mev بترتیب برابر با ۴۴ و ۲۵ درصد بوده و همچنین فاکتور خروجی گرید برابر با $۰/۸۳$ و $۰/۷۷$ می‌باشد (۴). مطالعه دیگری توسط Trapp و همکاران در سال ۲۰۰۴ میلادی بر روی اندازه‌گیری سه بعدی توزیع مطلق دوز در تکنیک گرید تراپی انجام گرفت. در این مطالعه قالبی از جنس سرب با ضخامت ۸ سانتیمتر استفاده گردید که دارای حفره‌های استوانه‌ای در ردیف‌هایی به شکل شش ضلعی بود. روش ساخت گرید در این مطالعه کاملاً مشخص نمی‌باشد ولیکن بدلیل استفاده از سرب خالص نمی‌توان از روش فرزکاری استفاده نمود همچنین هر حفره بتدریجی ایجاد شده بود که محور مرکزی آن واگرایی تشعشع را دنبال می‌نمود ولی دیواره داخلی هر حفره دارای واگرایی نبوده به عبارت دیگر این دیواره‌ها بجای اینکه مخروطی باشند و واگرایی تشعشع را دنبال نمایند بصورت استوانه‌ای تعبیه شده‌اند. قطر حفره‌ها در آیزوستر ($SAD = ۱۰۰\text{cm}$) برابر با $۱/۳$ سانتیمتر

در دو حالت می‌توان به واحد سطح میدان درمان دوز یکسانی را تجویز نمود. در حالت اول می‌توان از یک میدان باز استفاده نمود و در حالت دوم قسمتهایی از میدان در مقابل تشعشعات مستقیم شیلد می‌گردند که این نواحی بعنوان مراکز رشد مجدد بافت نرمال بکار می‌روند. مزیت روش دوم اینست که پوست، بافت زیر جلدی و بافت نرمال اطراف تومور دچار آسیب کمتری می‌گردند (۵).

جهت شیلد نمودن قسمتهایی از میدان درمان از یک گرید استفاده می‌شود. گرید در واقع صفحه‌ای سوراخ‌دار از جنس سرب یا آلیاژ سروبند می‌باشد که قسمتهایی از میدان را در مقابل تشعشعات مستقیم شیلد می‌کند (۴). تشعشع با استفاده از گرید بعنوان تشعشع با تقسیم بندی فضایی نامیده می‌شود زیرا تشعشع بجای اینکه به روش معمول به چندین زمان تقسیم شود به سطوح کوچک تقسیم می‌شود (در حدود ۲۵۰ سطح) که هیچ نقطه تلاقی با هم ندارند و کاملاً از هم تفکیک شده‌اند. در نتیجه می‌توان دوزهایی در حدود ۲۰ - ۱۵ گری را به هر نقطه‌ای در یک جلسه درمان تجویز کنیم که ۷ الی ۱۰ برابر دوز معمول روزانه است (۶، ۷ و ۸).

گرید تراپی تکنیکی برای تجویز دوزهای بالا ئی از اشعه (۲۰Gy - ۱۵)، در یک مرحله، به تعداد بسیاری از حجم‌های کوچک در یک میدان درمانی بزرگ است. استفاده از گرید در درمان سرطان به آغاز قرن بیستم بر می‌گردد زمانی که تشعشعات اورتولتاژ اولین وسیله برای رادیوتراپی محسوب می‌شدند. در این زمان گرید تراپی بطور معمول بمنظور به حد اقل رساندن آسیب به پوست و بافت همبند استفاده می‌شد (۱، ۴، ۶ و ۱۰).

ابتدا Kohler در سال ۱۹۰۹ و سپس Liberson در سال ۱۹۳۳ میلادی خصوصیات تشعشع با استفاده از صفحه‌ای از جنس استیل، سرب و لاستیک سربی که دارای چندین حفره بود را تشریح کردند (۱، ۶). همچنین در مطالعه‌ای توسط Urano و همکاران نتیجه‌گیری گردید که در صورت استفاده از گرید حد تحمل پوست و بافت نرمال در مقایسه با بافت تومورال به مقدار $۱/۵$ برابر افزایش می‌یابد (۱). در سال ۱۹۶۰ میلادی نیز Moudarli و همکاران خصوصیات دوزیمتری گرید تراپی را تحقیق نمودند (۱).

در دهه ۱۹۷۰ میلادی با ظهور تشعشعات مگاولتاژ استفاده از گرید به فراموشی سپرده شد زیرا این تشعشعات خاصیت حفظ پوست مناسبی را نشان می‌دادند (۱، ۵).

بکارگیری تکنیک‌های گرید تراپی اورتولتاژ قدیمی با تشعشعات مگاولتاژ بعنوان گرید تراپی مگاولتاژ شناخته می‌شود و با استفاده از این تکنیک می‌توان دوزهای بالایی را در یک جلسه به تومور تجویز نمود (۶).

پس از ابداع تکنیک گرید تراپی مگاولتاژ نیز مطالعات فراوانی در زمینه بررسی خصوصیات دوزیمتری این تکنیک انجام گرفت.

با توجه به عملیات مختلف تراشکاری و فرزکاری که بایستی روی قالب انجام شود قالبی از جنس سرب خالص بدلیل قابلیت انعطاف زیاد نمی‌تواند این نیاز را برآورده سازد. بنابراین باید آلیاژی از سرب که دارای مقاومت کافی در برابر فشار و ضربه را دارا باشد مورد استفاده قرار گیرد. آلیاژهای سرب-انتیمون و سرب-قلع از مهمترین آلیاژهایی هستند که در مصارف مختلف صنعتی با روشهای مختلف نوردی و ریخته‌گری تهیه و بکار گرفته می‌شوند (۱۲). قبل از انتخاب جنس قالب اصلی چندین قالب از آلیاژهای مختلف سرب ساخته شد و سپس خواص تراش‌پذیری و جذب تشعشعی هر یک تحت آزمایش قرار گرفت. در نهایت از آلیاژ سرب (۷۵٪ سرب، ۱۵٪ انتیمون و ۱۰٪ قلع) بعنوان آلیاژ مطلوبی که بتواند عملیات مختلف ریخته‌گری و تراشکاری را تحمل نماید استفاده گردید.

برای ساخت این قطعه که قطعه نسبتاً پیچیده‌ای می‌باشد لازم است که از نرم‌افزاری قوی برای مدل‌سازی استفاده شود. یکی از بهترین و پرکاربردترین نرم‌افزارهای مدل‌سازی که می‌تواند در این مورد بکار گرفته شود Solid Works می‌باشد. به کمک این نرم‌افزار می‌توان انواع قطعات ساده و پیچیده را به سهولت مدل نموده و از مدل نمای دو بعدی گرفت.

بدلیل اینکه این بلوک دارای ۲۵۶ حفره مخروطی تحت زوایای خاص می‌باشد یکی از بهترین و سریع‌ترین روش‌ها برای ساخت اینست که دوایری که مرکز آنها مرکز قالب باشد رسم شود و هر دایره از مرکز چندین حفره عبور کند. در نتیجه ۳۱ دایره هم مرکز بدست خواهد آمد که تمام حفره‌ها را دربر می‌گیرند. محیط هر دایره دارای زاویه‌ای خاص نسبت به منبع تشعشع است و با چرخاندن قطعه روی میز گردان می‌توان با هر بار تنظیم زاویه دستگاه فرز، یک مجموعه از حفره‌ها را که روی یک دایره قرار گرفته‌اند ایجاد نمود. قسمتهایی از نقشه ترسیم شده گردید در شکل ۱ نمایش داده شده است.

قابلیت ریخته‌گری آلیاژهای سرب بسیار عالی است. سیالیت زیاد، انقباض حجمی کم این آلیاژها همراه با غیر قابل حل بودن گازها و واکنش ضعیف در مقابل اکسیداسیون باعث می‌گردد که ریخته‌گری سرب تا حدود زیادی از اشکالات عمومی ریخته‌گری برکنار باشد. نقطه ذوب سرب ۳۲۷/۴ درجه سانتیگراد نقطه ذوب انتیمون ۲۵۰ درجه سانتیگراد و نقطه ذوب قلع ۲۳۲ درجه سانتیگراد است (۱۲). برای این منظور یک مدل چوبی با ابعاد مذکور تهیه گردید و این قالب درون یک قالب فلزی بزرگتر قرار داده شد و اطراف آنها با ماسه نرم پر گردید. سپس قالب چوبی از محل خارج گردیده و سرب مذاب به جای آن ریخته شد.

تراشکاری قالب به منظور تهیه قالبی کاملاً صاف و دارای ابعاد دقیق صورت می‌گیرد. دستگاه تراش مورد استفاده در این قسمت دستگاه فرز Universal 61 می‌باشد. ابزار برنده (ابزار براده برداری) این دستگاه، تیغچه الماسه می‌باشد که می‌تواند انواع مختلف قالب‌ها را براده برداری نماید.

و فواصل بین مرکز حفره‌ها بر روی محورهای اصلی ۱/۸ سانتیمتر است. حداکثر ابعاد میدانی که با این قالب می‌توان ایجاد نمود برابر با ۱۵ × ۱۵ سانتیمتر مربع در محل آیزوستر می‌باشد. در این مطالعه برای اندازه‌گیری دوز (ناشی از فوتونهای با انرژی Mev ۱۰) از ژل دوزیمتری و فیلم دوزیمتری استفاده گردید. نتایج حاصل از این اندازه‌گیریها نشان می‌دهد که تمام نواحی میدان تشعشعی در عمق ۵ سانتیمتری حداقل ۲۰٪ دوز ماکزیمم را در یک میدان ۱۰ × ۱۰ سانتیمتر مربع دریافت می‌نماید. همچنین ۵۳٪ از سطح درمان بیش از ۳۰ درصد دوز ماکزیمم را دریافت می‌کند. شکل توزیع دوز بدست آمده از ژل دوزیمتری نشان می‌دهد که این شکل ستونی است موقعی که تشعشع با استفاده از گردید داده شود دوز در عمق D_{max} برای نقاط باز گردید در حدود ۷۴٪ و در نقاط شیلد شده در حدود ۱۹٪ دوز ناشی از میدان کاملاً باز می‌باشد (۱۱).

هدف از این تحقیق طراحی و ساخت گردید مطلوب جهت استفاده با دستگاه شتابدهنده خطی Neptun 10 PC (دستگاه شتابدهنده خطی با قابلیت تولید تشعشعات فوتونی با انرژی Mev ۹) موجود در بخش رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) مشهد است. همچنین در این مطالعه مشخصات فیزیکی و خصوصیات دوزیمتری گردید از قبیل درصد دوز عمقی، نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک و فاکتور خروجی مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه، گردید صفحه‌ای از یک ماده جذب‌کننده اشعه با ضخامت ۵ لایه نیم جذب می‌باشد که دارای تعدادی حفره است و محور مرکزی آنها واگرایی تشعشع را دنبال می‌نماید. با توجه به مطالعات قبلی، گردید مورد نظر ما نیز بگونه‌ای طراحی گردید که دارای ۲۵۶ حفره در ردیف‌های ۱۶ × ۱۶ مربعی باشد و هنگامی که سطح انتهایی گردید به فاصله ۷۰ سانتیمتری از هدف دستگاه شتابدهنده خطی Neptun 10 PC نصب می‌شود قطر حفره‌ها و فاصله بین مرکز دو حفره مجاور بترتیب برابر با ۱/۳ و ۱/۸ سانتیمتر باشد. نسبت نواحی باز به نواحی بسته نیز با توجه به مطالعات قبلی یک به یک انتخاب گردید. با توجه به قطر حفره‌ها و فاصله بین مرکز دو حفره مجاور در سطح آیزوستر، قطر حفره‌ها در سطح انتهایی و فوقانی گردید بترتیب برابر با ۹/۱ میلیمتر (۷۰٪ × ۱۳) و ۸/۱۹ میلیمتر (۶۳٪ × ۱۳) و فاصله بین مرکز دو حفره مجاور در دو سطح تحتانی و فوقانی گردید بترتیب برابر با ۱۲/۶ میلیمتر (۷۰٪ × ۱۸) و ۱۱/۳۴ میلیمتر (۶۳٪ × ۱۸) می‌باشد. با توجه به وجود ۲۵۶ حفره بر روی گردید (۱۶ حفره بر روی هر وجه و فاصله بین مرکز دو حفره مجاور برابر با ۱۲/۶ میلیمتر در سطح انتهایی گردید) و وجود یک سانتیمتر لایه اضافی (جهت نصب نگهدارنده) در هر وجه گردید ابعاد مطلوب گردید ۲۳ × ۲۳ × ۷ سانتیمتر مکعب تعیین گردید.

یافته ها

اندازه گیریهای دوز عمقی از سطح تا عمق ۳۰ سانتیمتری برای میدانهای مختلف ۵×۵ ، ۱۰×۱۰ ، ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ ، ۲۵×۲۵ و ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع و همچنین شعاع باریک $۱/۳$ سانتیمتری انجام شد و نسبت به دوز رسیده به D_{max} نرمالیزه گردید. برای فوتونهای با انرژی ۹ MeV عمق حداکثر دوز در زیر گرید $۱/۸$ سانتیمتر می باشد و با ابعاد میدان تغییر نمی کند. مقایسه ای از منحنی های درصد دوز عمقی برای ابعاد میدان ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع در زیر گرید، ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع برای میدان باز و شعاع باریک تشعشعی $۱/۳$ سانتیمتری در نمودار-۱ نشان داده شده است.

نسبت دوز حداقل به دوز نقاط پیک در یک عمق خاص در زیر گرید نسبت Valley-to-peak نامیده می شود و بوسیله برشهایی از تشعشع در زیر گرید (داخل فانتوم آب) با استفاده از فوتونهای با انرژی ۹ MeV و ابعاد میدان ۵×۵ ، ۱۰×۱۰ ، ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ ، ۲۵×۲۵ و ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع تعیین می شود. اسکن ها در طول محورهای اصلی و محورهای مورب در عمق D_{max} و عمق ۱۰ سانتیمتری برای هر یک از میدانها بطور جداگانه اندازه گیری شدند. با توجه به این اسکن ها نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک محاسبه شد. این نسبت ها در جدول-۱ آورده شده اند. مقادیر خطاها اختلافات در مقادیر واقعی داده ها را شامل می شوند و مربوط به خطاهای تکنیک اندازه گیری نمی باشند.

اندازه گیریهای نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک با استفاده از TLD نیز جهت تأیید نتایج حاصل از اندازه گیریهای دیود در فانتوم آب انجام شد. داده ها موافقت خوبی با نتایج حاصل از اندازه گیریهای دیود در داخل فانتوم آب دارند.

فاکتور خروجی گرید برای فوتونهای با انرژی ۹ MeV و میدان با ابعاد ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع در حدود ۷۸ درصد است و با افزایش ابعاد میدان اندکی کاهش می یابد. ضریب همبستگی پیرسون بین این دو متغیر حاکی از وجود ارتباط بین ابعاد میدان و فاکتور خروجی گرید است ($r = ۰/۹۴۶$ ، $b = ۰/۰۰۴$).

گرید ساخته شده با این روش از نظر اقتصادی مقرون به صرفه بوده و هزینه آن بسیار کمتر از روشهای قبلی (جاگذاری میله های فولادی با ابعاد مشابه با حفره ها درون یک قالب) می باشد. همچنین در صورت جاگذاری میله های فولادی در یک قالب تنظیم دقیق واگرایی حفره ها بسیار مشکل می نماید در صورتیکه با این روش تنظیم دقیق زاویه حفره ها تا دو رقم اعشار امکانپذیر است. همچنین در برخی مطالعات (مطالعه Trapp و همکاران در سال ۱۹۹۴) حفره ها به شکل استوانه ای تعبیه شده اند که این روش ساخت از این اشکال نیز مبراست و حفره ها بصورت مخروطی تعبیه شده اند بطوریکه واگرایی تشعشع را دنبال می نمایند. جهت گیری حفره ها با دقت زیادی همراه است که خصوصیات دوزیمتری گرید گواه این مدعاست. با مروری بر خصوصیات دوزیمتری گرید و مقایسه آن با دیگر گریدهای مشابه درمی یابیم که نسبت دوز نقاط پیک به دوز اطراف در این گرید در

دستگاه فرز VMC ساخت شرکت Universal Bridgeport کشور انگلستان برای ایجاد حفره های گرید مورد استفاده قرار گرفت. این دستگاه توانایی دوران سر دستگاه فرز در سه بعد و حرکت ابزار در راستای سه محور را دارا می باشد. برای ایجاد حفره ها بر روی قالب گرید با توجه به نقشه تهیه شده از گرید مرکز چند حفره روی دواپری با شعاع معلوم قرار می گیرند. این ویژگی کمک زیادی به اوپراتور در ماشین کاری قالب می نماید. در مرحله اول قالب بر روی دستگاه تقسیم که نگهدارنده گرید بوده و قادر به چرخاندن آن حول یک محور است بسته می شود. سپس سر دستگاه فرز به طرف دستگاه تقسیم چرخانده شده و محور مرکزی قالب با محور ابزار براده برداری هم محور می گردد. محور چرخش سر دستگاه فرز را در فاصله ۷۰ سانتیمتری از انتهای گرید قرار داده و پس از آن میز دستگاه در وضعیت داده شده تثبیت می گردد. ایجاد حفره ها بر روی قطعه تحت زوایای مختلف با توجه به نقشه گرید انجام می گیرد. مجموعه شکلهای ۲-۲ مراحل از نحوه ایجاد حفره ها بر روی قالب بوسیله دستگاه فرز VMC را نشان می دهند.

در نهایت گرید مورد نظر ساخته شد و بدلیل وزن زیاد با استفاده از یک چهار پایه فلزی بر روی دستگاه شتابدهنده خطی نصب گردید. نمایی از گرید در شکل-۳ نشان داده شده است. همچنین یک بلوک از جنس آلایز سرب (سرب-آنتیمون) با ضخامت ۷ سانتیمتر که دارای یک حفره مشابه حفره های گرید اصلی در مرکز می باشد جهت بررسی خصوصیات دوزیمتری شعاع باریک تشعشع استفاده شد.

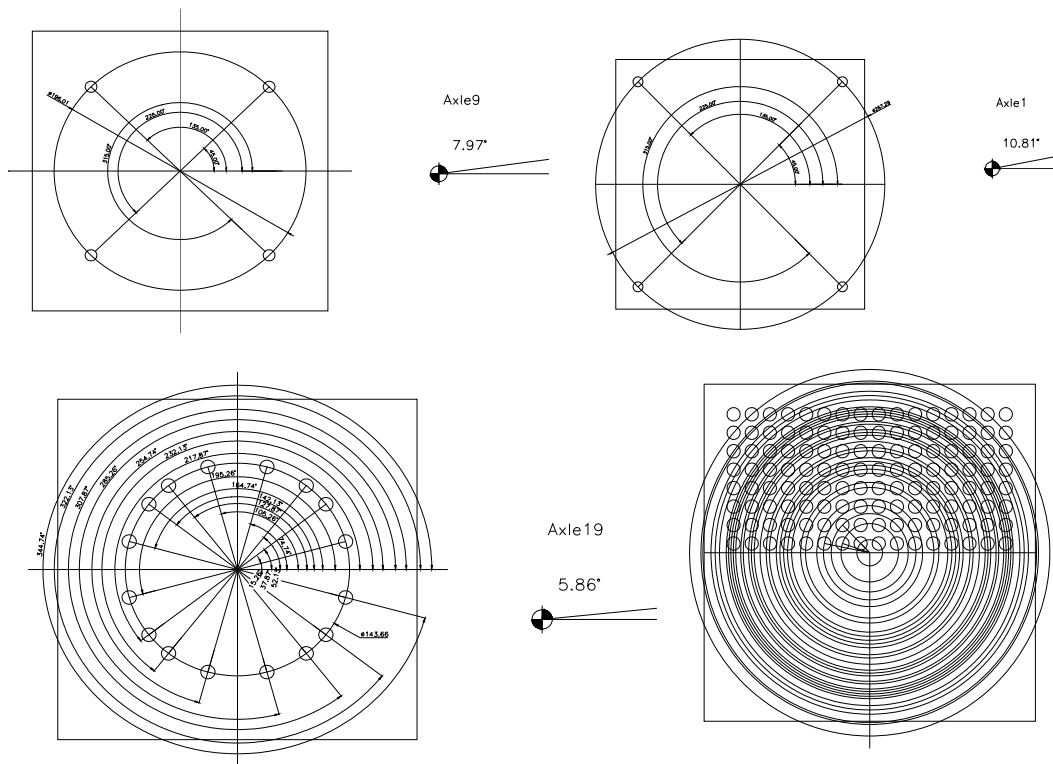
گرید بر روی دستگاه شتابدهنده خطی Neptun 10 PC که فوتونهای با انرژی ۹ MeV تولید می نماید نصب گردید. سه خصوصیت دوزیمتری گرید مورد مطالعه قرار گرفت که عبارتند از: دوز عمقی، نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک در عمق D_{max} و عمق ۱۰ سانتیمتری و همچنین فاکتور خروجی گرید برای میدانهای ۵×۵ ، ۱۰×۱۰ ، ۱۵×۱۵ ، ۲۰×۲۰ ، ۲۵×۲۵ و ۳۰×۳۰ سانتیمتر مربع.

همه اندازه گیریها در فانتوم تجارتهی آب با استفاده از دیود سیلیکون ضد آب نوع P انجام گرفت این دیود برای اندازه گیری دوز در طیف فوتونها طراحی شده و دارای پاسخ یکنواختی در محدوده انرژی مورد نظر (۹ MeV) می باشد. جهت تأیید داده های دیود و فانتوم آب، اندازه گیریهای TLD نیز با استفاده از تراشه های TLD نوع LiF:Mg,Ti با ابعاد $۱ \times ۱ \times ۱$ سانتیمتر مکعب در فانتوم اکریلیک در عمق D_{max} و عمق ۱۰ سانتیمتر انجام شد.

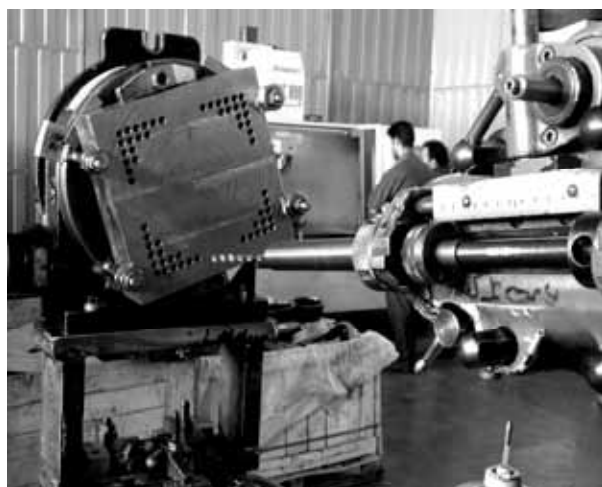
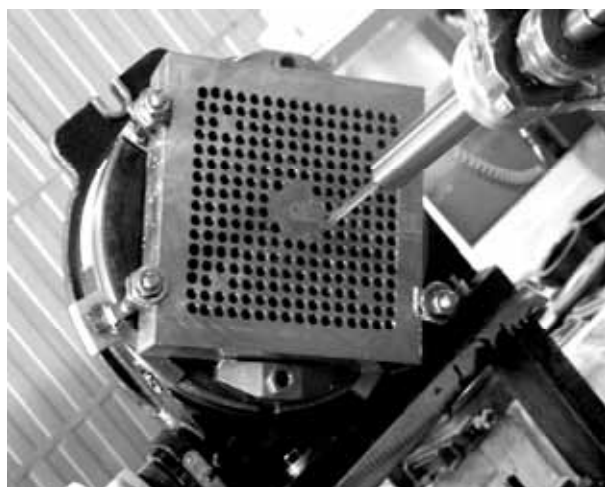
تعیین خصوصیات دوزیمتری گرید با اندازه گیری درصدهای دوز عمقی، ترسیم منحنی های هم دوز، اندازه گیری فاکتور خروجی گرید و نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک انجام می گیرد. اطلاعات مورد نیاز با استفاده از سیستم نرم افزاری RFA-300 که بهمراه دستگاه شتابدهنده قرار داشت جمع آوری گردید.

مطلوب می نماید. مقایسه‌ای از نتایج بدست آمده توسط پژوهشهای قبلی با مطالعه حاضر در جدول ۲ نشان داده شده است.

تمام عمق‌ها مطلوب تر از سایر طرحها است. همچنین فاکتور خروجی گرید با عنایت به انرژی فوتونی بکار گرفته شده بسیار



شکل ۱: قسمتهایی از نقشه ترسیم شده گرید



شکل ۲: مراحل ایجاد حفره‌ها بر روی قالب با دستگاه فرز VMC

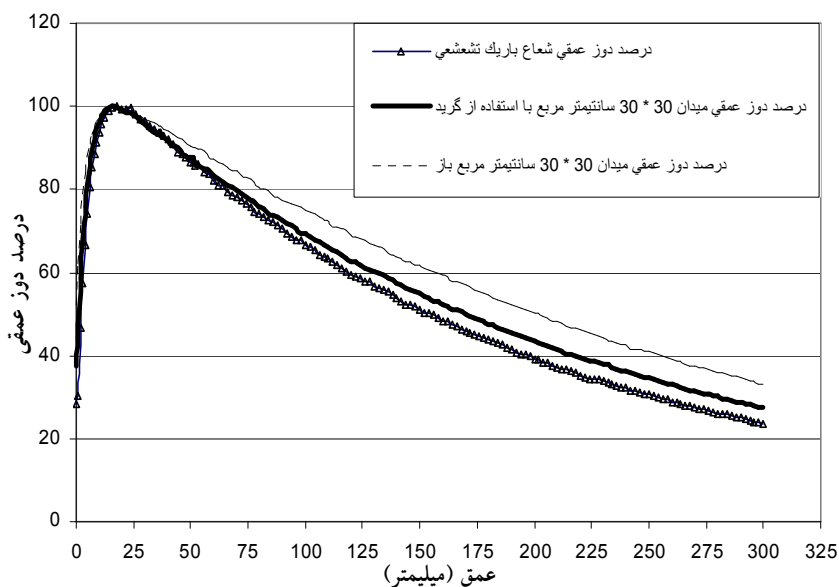


(ب)



(الف)

شکل ۳: نمایی از گرید مورد استفاده در این مطالعه (الف) و چگونگی نصب گرید بر روی دستگاه شتابدهنده خطی (ب)



نمودار ۱: مقایسه‌ای از منحنی‌های درصد دوز عمقی برای ابعاد میدان 30×30 سانتیمتر مربع در زیرگرید، 30×30 سانتیمتر مربع میدان باز و شعاع باریک تشعشعی

جدول ۱: مقایسه نتایج بدست آمده توسط پژوهشهای قبلی با مطالعه حاضر
جدول ۱: نسبتهای دوز اطراف به دوز نقاط پیک در طول محورهای مختلف در عمق D_{max} و عمق 10 سانتیمتری

نسبتهای دوز اطراف به دوز نقاط پیک* (به همراه انحراف معیار)		ابعاد میدان (سانتیمتر مربع)		
محورهای اصلی	محورهای مورب	D_{max}	10 سانتیمتر	
$15/9 \pm 0/4$	$24/63 \pm 3/31$	$8/58 \pm 0/75$	$12/04 \pm 0/65$	5×5
$25/1 \pm 1/67$	$30/62 \pm 1/96$	$13 \pm 0/96$	$18/05 \pm 0/84$	10×10
$25/74 \pm 2/36$	$30/67 \pm 3/25$	$14/53 \pm 1/57$	$20/49 \pm 1/59$	15×15
$25/35 \pm 2/62$	$32 \pm 3/06$	$15/21 \pm 1/28$	$21/82 \pm 1/18$	20×20
$26/75 \pm 2/91$	$35/1 \pm 3/50$	$16/10 \pm 1/55$	$22/24 \pm 1/61$	25×25
$27/66 \pm 2/54$	$34/89 \pm 3/11$	$16/50 \pm 1/69$	$23/93 \pm 2/11$	30×30

*: valley-to-peak Ratios

جدول ۲: مقایسه نتایج بدست آمده توسط پژوهشهای قبلی با مطالعه حاضر

فاکتور خروجی گرید برای میدان 20×20 سانتیمتر مربع	نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک برای میدان با ابعاد 20×20 سانتیمتر				عمق حداکثر جذب (mm)	انرژی فوتونها (Mev)	مطالعات انجام شده در زمینه گرید تراپی
	محورهای مورب		محورهای اصلی				
	۱۰ سانتیمتر	D_{max}	۱۰ سانتیمتر	D_{max}			
۰/۸۷	%۲۵	%۱۵	%۴۵	%۴۰	۱۲	۶	معی الدین و همکاران سال ۱۹۹۵
۰/۸۹	%۴۰	%۴۰	%۶۰	%۶۰	۲۴-۳۴	۲۵	Trapp و همکارانش ۲۰۰۲
-----	۱۰٪ برای میدان 10×10 سانتیمتر مربع و عمق ۵ سانتیمتر		۳۰٪ برای میدان 10×10 سانتیمتر مربع و عمق ۵ سانتیمتر		-----	۱۰	مطالعه حاضر
۰/۸۸	%۲۱/۸۲	%۱۵/۲۱	%۳۲	%۲۵/۳۵	۱۸	۹	

نتیجه گیری

خصوصیات دوزیمتری این گرید امکان استفاده از آن را در کاربردهای کلینیکی فراهم می‌آورد. استفاده از گرید تراپی قابلیت درمان و تسکین بیمارانی که تومورهای بزرگ و عظیم‌الجثه دارند و همچنین سرطان‌هایی که روشهای معمول رادیوتراپی از درمان آنها عاجز هستند را فراهم می‌نماید.

با مقایسه نتایج بدست آمده در این مطالعه با پژوهشهای قبلی مشاهده می‌گردد که نتایج بدست آمده در این مطالعه بسیار بهتر از پژوهشهای قبلی است. بعنوان مثال نسبت دوز اطراف به دوز نقاط پیک برای این گرید کمتر از مطالعات قبلی است که این موضوع به دلیل طراحی مطلوب و ساحت گرید با دقت بالا می‌باشد.

References

- Meigooni AS, Parker SA, Zheng J, Kalbaugh KJ, Regine WF, Mohiuddin M. Dosimetric characteristics with spatial fractionation using electron grid therapy. *Med Dosimetry* 2002; **27**(1): 37-42.
- Dubben H, Thames HD, Bornholdt H. Tumor Volume: a basic and specific response predictor in radiotherapy. *Radiat Oncol* 1998; **47**(2): 167-174.
- MacLeod C, Bernshaw D, Leung S, Narayan K, Firth I. Accelerated hyper fractionated radiotherapy for locally advanced cervix cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; **44**(3): 519-524.
- Mohiuddin M, Fujita M, Regine WF, Meigooni AS, Ibbott GS, Ahmed M. High-dose spatially-fractionated radiation (Grid): A new paradigm in the management of advanced cancers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999; **45**(3): 751-727.
- Lamb A, Blake S. Investigation and modeling of the surface dose from linear accelerator produced 6 and 10 MV photon Beams. *Phys med Biol* 1998; **43**(5): 1133-1146.
- Reiff JE, Huq MS, Mohiuddin M, Suntharalingam N. Dosimetric properties of Megavoltage Grid therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; **33**(4): 757-765.
- Mothersill C, Seymour C. Radiation-induced bystander effects: past history and future directions. *Radiat Res* 2001; **155**(6): 757-765.
- Sawant SG, Zheng W, Hopkins K, Randers-Pehrson G. The radiation-induced bystander effect for colonogenic survival. *Radiat Res* 2002; **157**(4): 361-364.
- Zwicker RD, Meigooni AS, Mohiuddin M. Therapeutic advantage of grid irradiation for large single fractions. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004; **58**(4): 1309-15.
- Lin K, Huang C, Lin J, Chu T. Surface dose with Grids in electron beam radiation therapy. *Appl Radia Isotopes* 2002; **56**(3): 477-484.
- Trapp JV, Warrington AP, Partridge M. Measurement of the three dimensional distribution of radiation dose in grid therapy. *Phys. Med. Biol.* 2004; **49**: 317-323.
- Mack WC. *World wide guide to equivalent nonferrous metals and alloys*. 3rd ed. metal park, Ohio: ASM International; 1996. p. 237-270.