



مقایسه خصوصیات دوزیمتری یک باریکه الکترون شتابدهنده‌های رادیوتراپی حین عمل و شتابدهنده‌های معمول

باغانی، حمیدرضا*^(۱)

^۱ دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده علوم، گروه فیزیک

چکیده:

در این کار به ارزیابی و مقایسه خصوصیات دوزیمتری یک باریکه الکترون حاصل از شتابدهنده اختصاصی مورد استفاده در رادیوتراپی حین عمل و شتابدهنده‌های معمول پرداخته شده است. برای این کار منحنی‌های دوز عمقی، پروفایل دوز عرضی و فاکتور خروجی باریکه الکترون حاصل از دو شتابدهنده LIAC و Varian 2100C/D توسط دوزیمتری یونی در داخل آب اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شد. نتایج حاصل نشان داد که خصوصیات دوزیمتری یک باریکه الکترون حاصل از شتابدهنده‌های مورد مطالعه به طور قابل توجهی متفاوت است. این اختلاف را می‌توان به تفاوت‌های ساختاری در طراحی این شتابدهنده‌ها و همین‌طور سیستم‌های موازی‌سازی الکترون متفاوت، نسبت داد. **کلمات کلیدی:** خصوصیات دوزیمتری، باریکه الکترون، شتابدهنده‌های رادیوتراپی حین عمل، شتابدهنده‌های معمول، دوزیمتری

یونی

Comparing the Dosimetric Characteristics of Electron Beam from IOERT and conventional Radiotherapy Accelerators

Baghani, Hamid Reza¹

¹ Hakim Sabzevari University, School of Sciences, Physics Department

Abstract

Dosimetric characteristics of electron beam from dedicated IOERT and conventional accelerators were evaluated and compared in this study. To do so, depth dose curves, transverse dose profiles and output factors of electron beam from LIAC and Varian 2100C/D accelerators were measured by ionometric dosimetry inside the water and compared to each other. The results showed that dosimetric characteristics of produced electron beam from studied accelerators are considerably different. This discrepancy is due to structural differences in design of these accelerators as well as the different in electron beam collimation system.

Keywords: Dosimetric characteristics, Electron beam, IOERT accelerators, Conventional accelerators, Ionometric dosimetry.

مقدمه:

به‌طور کلی رادیوتراپی حین عمل به معنای دادن مقادیر بالایی از دوز تابش در طی یک جلسه و مقارن با زمانی است که بیمار در بیهوشی به سر می‌برد [۱]. یکی از مهم‌ترین روش‌های پیاده‌سازی رادیوتراپی حین عمل استفاده از باریکه



الکترون برای پرتودهی است که تحت عنوان رادیوتراپی حین عمل توسط باریکه الکترون (IOERT) شناخته می‌شود [۲]. در حال حاضر چند نوع شتابدهنده متحرک اختصاصی از قبیل Novac, Mobetron و LIAC برای رادیوتراپی حین عمل توسط باریکه الکترون معرفی شده‌اند که می‌توان به طور مستقیم از آنها برای پرتودهی بیمار در داخل اتاق عمل استفاده کرد [۲، ۳]. این شتابدهنده‌های اختصاصی، سیستم‌های کوچک و متحرکی هستند که تنها قادر به تولید الکترون تا حداکثر انرژی ۱۲ MeV می‌باشند (به منظور کاهش آلودگی نوترونی در محیط) [۴]. یکی از خصوصیات قابل توجه این نوع شتابدهنده‌های متحرک اختصاصی آهنگ دوز بر پالس بالای باریکه الکترون حاصل از آنهاست که این ویژگی قابلیت دسترسی به دوزهای بالای تابش در زمان‌های کوتاه را فراهم می‌سازد. این ویژگی منحصر به فرد ناشی از فرکانس‌های تکرار پالس (PRF) بسیار بالای این شتابدهنده‌ها در مقایسه با شتابدهنده‌های معمول است که امکان دستیابی به آهنگ‌های دوز بالا (تا ۲۰ گری بر دقیقه) را امکان‌پذیر می‌سازد. بعلاوه سیستم موازی‌سازی و هدایت باریکه الکترون و همچنین نوع اپلیکاتورهای مورد استفاده با این شتابدهنده‌های متحرک اختصاصی کاملاً متفاوت از شتابدهنده‌های معمول می‌باشد. برخلاف شتابدهنده‌های معمول، این نوع شتابدهنده‌ها از هیچگونه مغناطیس منحرف‌کننده‌ای برای هدایت و انتخاب انرژی باریکه الکترون استفاده نمی‌کنند. رایج‌ترین اپلیکاتورهای مورد استفاده در این نوع شتابدهنده‌ها برای هدایت و موازی‌سازی باریکه الکترون نیز شامل یک سری تیوپ استوانه‌ای با قطرهای مختلف است که قاعده آنها می‌تواند به صورت صاف یا زاویه‌دار ساخته شود. بنابراین عدم وجود مغناطیس منحرف‌کننده در ساختار این نوع شتابدهنده‌ها و همین‌طور استفاده از سیستم موازی‌سازی متفاوت برای هدایت و موازی‌سازی باریکه الکترون، باعث تغییر خصوصیات فیزیکی باریکه الکترون (توزیع انرژی و توزیع مکانی و توزیع زاویه‌ای) حاصل از این شتابدهنده‌ها نسبت به شتابدهنده‌های معمول می‌گردد. در نتیجه می‌توان انتظار داشت که خصوصیات دوزیمتریک باریکه الکترون حاصل از این شتابدهنده‌های متحرک اختصاصی تفاوت قابل ملاحظه‌ای با شتابدهنده‌های رادیوتراپی معمول داشته باشد. هدف از این مطالعه اندازه‌گیری و مقایسه خصوصیات دوزیمتریک باریکه الکترون شتابدهنده‌های رادیوتراپی حین عمل و شتابدهنده‌های معمول و در نهایت ارزیابی معایب و مزایای هر یک از آنها است. برای این کار منحنی توزیع دوز عمقی، پروفایل دوز عرضی و فاکتور خروجی مربوط به شتابدهنده متحرک اختصاصی LIAC و شتابدهنده معمول Varian 2100C/D توسط دوزیمتری یونی اندازه‌گیری و مورد بحث و مقایسه قرار گرفته است.

روش کار:

شتابدهنده LIAC قادر به تولید انرژی‌های ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ MeV می‌باشد. آهنگ دوز در این شتابدهنده بین ۱۰ تا ۱۵ گری بر دقیقه متغیر است. بعلاوه، طول ساختار شتابگر برابر ۹۲/۵ سانتی‌متر و شامل ۱۹ حفره خودکانونی‌کننده است.



فویل پراکنده ساز مورد استفاده نیز شامل ۸۲۰ میکرومتر آلومینیوم است تا احتمال تولید نوترون در انرژی‌های بالا را کاهش دهد. اپلیکاتورهای مورد استفاده در این شتابدهنده نیز شامل یک سری تیوپ استوانه‌ای از جنس PMMA با ضخامت ۵ میلی‌متر و طول ۶۰ سانتی‌متر هستند که قطر آنها بین ۳ تا ۱۰ (۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸، ۹ و ۱۰) سانتی‌متر تغییر می‌نماید [۵].

برای اندازه‌گیری منحنی توزیع دوز عمقی (PDD) از اتاقک یونش Advanced Markus استفاده گردید. تمام اندازه‌گیری‌ها در داخل فانتوم آب اتوماتیک MP3-XS و مطابق توصیه‌های پروتوکل TRS-398 انجام گرفت [۶]. برای دستیابی به منحنی دوز عمقی در انرژی‌های مختلف ابتدا منحنی عمق یونش اندازه‌گیری گردید و سپس این منحنی با استفاده از نسبت‌های توان توقف آب به هوا، مطابق پروتوکل TRS-398، به PDD تبدیل شد. در نهایت پارامترهای عمق دوز بیشینه (R_{100})، عمق دوز ۹۰٪ (R_{90})، شاخص کیفیت باریکه (R_{50})، برد عملی (R_p)، درصد دوز سطح (D_0) و میزان آلودگی فوتونی باریکه الکترون حاصل از هر دو نوع شتابدهنده در انرژی‌های مختلف از روی منحنی‌های توزیع دوز عمقی استخراج گردید. قابل ذکر است که برای آنالیز منحنی‌های PDD و بدست آوردن پارامترهای مذکور از نرم افزار Mephysto استفاده گردید. اندازه‌گیری‌های مربوط به شتابدهنده LIAC در میدان دایره‌ای ۱۰ سانتی‌متری و به ازای انرژی‌های ۶ و ۱۲ MeV در بیمارستان خاتم‌الانبیاء تهران و اندازه‌گیری‌های مربوط به شتابدهنده Varian 2100 C/D نیز در ابعاد میدان 10×10 cm^۲ و به ازای انرژی‌های ۶ و ۱۲ MeV در بیمارستان پارس تهران انجام گرفت.

برای اندازه‌گیری پروفایل دوز عرضی (TDP) در انرژی‌های ۶ و ۱۲ MeV، اتاقک یونش Advanced Markus در عمق دوز بیشینه باریکه الکترون در میدان تابش ۱۰ سانتی‌متری مربوط به هر شتابدهنده قرار گرفت و پروفایل دوز عرضی مطابق توصیه‌های پروتوکل TG-106 [۷] و از طریق تغییر موقعیت اتاقک یونش در داخل میدان به صورت عرضی و با گام‌های ۲ میلی‌متری، استخراج گردید. سپس پارامترهای نیم سایه چپ و نیم سایه راست (فاصله افقی میان سطوح هم‌دوز ۲۰٪ و ۸۰٪ در دو طرف پروفایل دوز)، همواری و تقارن میدان تابش برای هر دو نوع شتابدهنده و با استفاده از نرم افزار Mephysto تعیین گردید. در این حالت نیز تمام اندازه‌گیری‌ها در داخل فانتوم آب اتوماتیک MP3-XS انجام گرفت.

فاکتور خروجی (OF) در هر انرژی (E) به صورت نسبت دوز در عمق دوز بیشینه (D) یک اپلیکاتور مفروض (d) به دوز در عمق دوز بیشینه اپلیکاتور مرجع (d_{ref}) در همان انرژی تعریف می‌گردد (معادله ۱) [۷].

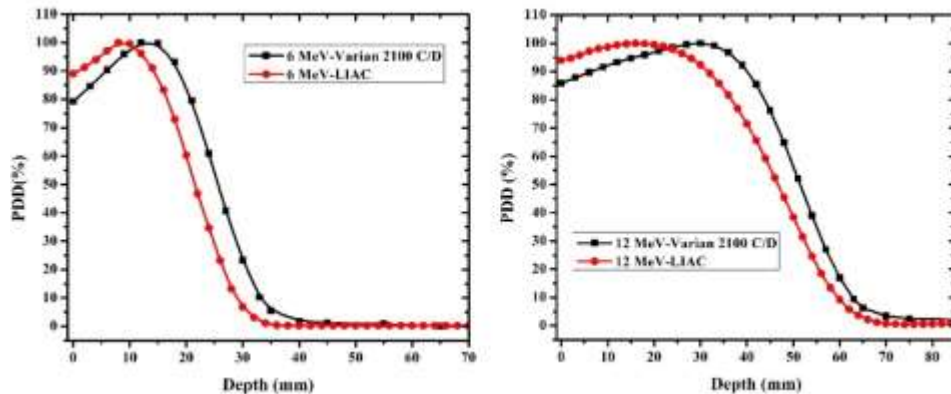


$$OF(E, d) = \frac{D(E, d)}{D(E, d_{ref})} \quad (1)$$

اپلیکاتور مرجع برای شتابدهنده LIAC اپلیکاتور استوانه‌ای با قطر ۱۰ سانتی‌متر و برای شتابدهنده Varian 2100C/D اپلیکاتور با ابعاد $10 \times 10 \text{ cm}^2$ در نظر گرفته شد. برای اندازه‌گیری فاکتور خروجی شتابدهنده LIAC در انرژی‌های مختلف، ابتدا اتاقک یونش Advanced Markus در عمق دوز بیشینه مربوط به هر اپلیکاتور قرار گرفت و آهنگ دوز جذب شده (cGy/MU) مطابق توصیه‌های پروتوکل TRS-398 اندازه‌گیری گردید. سپس فاکتور خروجی در هر انرژی با استفاده از معادله ۱ بدست آمد. برای اندازه‌گیری فاکتور خروجی شتابدهنده Varian در انرژی‌های مختلف، اتاقک یونش در عمق مرجع باریکه الکترون مربوط به هر اپلیکاتور قرار گرفت و آهنگ دوز جذب شده اندازه‌گیری گردید. سپس آهنگ دوز در عمق دوز بیشینه تعیین و در نهایت فاکتور خروجی در هر انرژی با استفاده از معادله ۱ بدست آمد.

نتایج:

منحنی توزیع دوز عمقی (PDD) باریکه الکترون حاصل از شتابدهنده Varian و LIAC در دو انرژی ۶ و ۱۲ MeV در شکل ۱ با یکدیگر مقایسه شده‌اند.



شکل (۱) مقایسه منحنی‌های PDD مربوط به شتابدهنده‌های Varian و LIAC در دو انرژی ۶ و ۱۲ MeV.

پارامترهای مربوط به PDD حاصل از این دو شتابدهنده در انرژی‌های مذکور در جدول ۱ نشان داده شده است. قابل ذکر است که آلودگی‌های فوتونی نسبت به بیشینه دوز الکترون در میدان تابش گزارش شده‌اند.

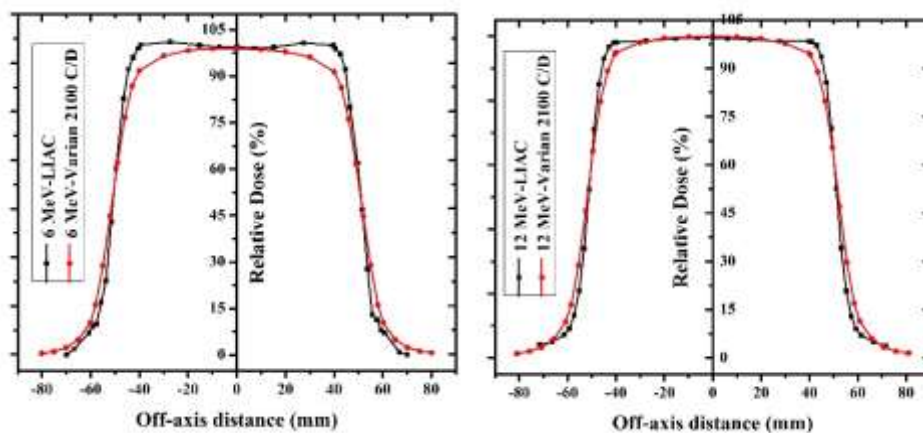


جدول (۱) مقایسه پارامترهای مربوط به PDD حاصل از شتابدهنده LIAC و Varian در دو انرژی ۶ و ۱۲ MeV.

انرژی (MeV)	Varian 2100 C/D						LIAC					
	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	D ₀ (%)	آلودگی فوتونی (%)	R ₁₀₀ (mm)	R ₉₀ (mm)	R _p (mm)	R ₅₀ (mm)	D ₀ (%)	آلودگی فوتونی (%)
۶	۱۴/۵	۱۸/۸	۳۲/۵	۲۴/۵	۷۸	۰/۷۸	۸/۲	۱۴	۲۸/۶	۲۱/۳	۸۹	۰/۲۱
۱۲	۲۹/۹	۴۰/۲	۶۲/۳	۵۱/۵	۸۵/۷	۲	۱۶	۳۱/۶	۶۱/۱	۴۶/۷	۹۴	۰/۹۶

پروفایل دوز عرضی (TDP) باریکه الکترون حاصل از شتابدهنده LIAC و Varian در انرژی‌های ۶ و ۱۲ MeV نیز در شکل ۲ با یکدیگر مورد مقایسه قرار گرفته‌اند. بعلاوه پارامترهای مربوط به TDP در انرژی‌های مربوطه نیز در جدول ۲ گزارش شده است.

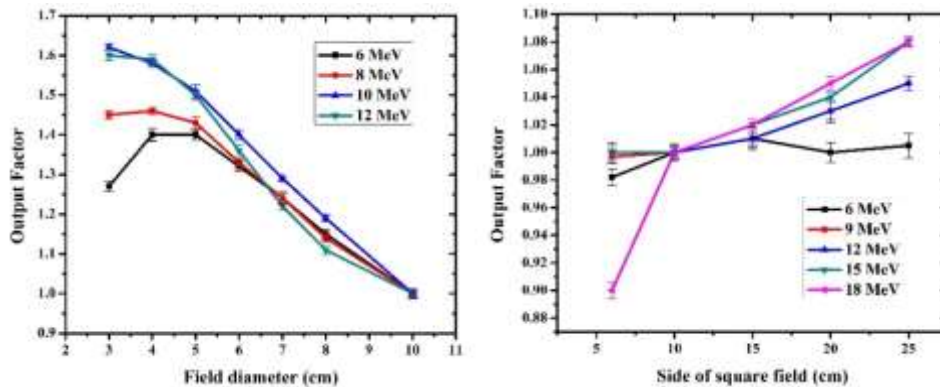
انرژی (MeV)	Varian 2100C/D				LIAC			
	نیم‌سایه چپ (mm)	نیم‌سایه راست (mm)	همواری (%)	تقارن (%)	نیم‌سایه چپ (mm)	نیم‌سایه راست (mm)	همواری (%)	تقارن (%)
۶	۱۱/۳	۱۱/۵	۲/۲۸	۰/۴۶	۸/۳	۸	۱/۱۵	۱/۴۰
۱۲	۱۰/۵	۱۰/۶	۲/۱۳	۰/۵۶	۷	۷	۰/۸۷	۰/۴۴



شکل (۲) مقایسه منحنی‌های TDP مربوط به شتابدهنده‌های LIAC و Varian در دو انرژی ۶ و ۱۲ MeV.

جدول (۲) مقایسه پارامترهای مربوط به TDP حاصل از شتابدهنده LIAC و Varian در دو انرژی ۶ و ۱۲ MeV.

فاکتور خروجی باریکه الکترون شتابدهنده‌های LIAC و Varian در شکل ۳ با یکدیگر مقایسه شده‌اند. همانطور که ملاحظه می‌شود، در هر دو مورد با افزایش انرژی الکترون، فاکتور خروجی نیز افزایش می‌یابد.



شکل (۳) مقایسه فاکتور خروجی مربوط به شتابدهنده‌های LIAC (سمت چپ) و Varian (سمت راست) در انرژی‌ها و ابعاد میدان مختلف.

قابل ذکر است که شتابدهنده Varian به دلیل استفاده از اپلیکاتورهای مربعی قادر به تولید میدان‌های مربعی و شتابدهنده LIAC نیز به دلیل کاربرد اپلیکاتورهای استوانه‌ای، میدان‌های تابش را به صورت دایره‌ای تولید می‌نماید. به همین دلیل در بعد افقی شکل ۳، میدان‌های حاصل از شتابدهنده‌های Varian و LIAC به ترتیب توسط طول ضلع میدان مربعی و قطر میدان دایره‌ای مربوطه توصیف شده‌اند.

بحث و نتیجه گیری:

همانطور که از شکل ۱ پیداست، با افزایش انرژی الکترون در هر دو شتابدهنده مورد بررسی، گرادیان دوز در عمق به طور قابل توجهی کاهش و دوز رسیده به سطح افزایش می‌یابد. منحنی توزیع دوز عمقی شتابدهنده LIAC با سرعت بیشتری افت می‌کند که این واقعیت به دلیل تفاوت در سیستم موازی‌سازی باریکه الکترون در این دو شتابدهنده است. با توجه به اینکه شتابدهنده LIAC از اپلیکاتورهای استوانه‌ای برای موازی‌سازی باریکه الکترون استفاده می‌کند، متوسط انرژی باریکه به دلیل پراکندگی چندگانه الکترون‌ها در برخورد با دیواره اپلیکاتور به میزان بیشتری کاهش می‌یابد، که این مسئله باعث کاهش قدرت نفوذ باریکه الکترون می‌گردد. بعلاوه همانطور که ملاحظه می‌شود، میزان دوز رسیده به سطح در منحنی‌های توزیع دوز عمقی شتابدهنده LIAC به طور قابل توجهی بالاتر از شتابدهنده Varian است. این مسئله نیز به دلیل کاهش



متوسط انرژی باریکه الکترون و افزایش میزان مشارکت الکترون‌های کم انرژی در دوز رسیده به سطح است. پارامترهای مربوط به PDD این دو شتابدهنده در انرژی‌های مختلف در جدول ۱ نشان داده شده است. همانطور که از جدول ۱ پیداست، R_{90} ، R_{100} و R_p باریکه الکترون شتابدهنده LIAC به طور قابل ملاحظه‌ای کوچکتر از شتابدهنده Varian در انرژی‌های مشابه است. بعلاوه شاخص کیفیت باریکه الکترون، R_{50} ، شتابدهنده LIAC در انرژی‌های مشابه کوچکتر از شتابدهنده Varian است که این مسئله نیز به دلیل کاهش قابل توجه متوسط انرژی باریکه الکترون در خروجی اپلیکاتور-های مورد استفاده با این شتابدهنده متحرک اختصاصی می‌باشد. میزان آلودگی فوتونی باریکه الکترون شتابدهنده LIAC در انرژی‌های مورد بررسی به طور قابل توجهی پایین تر از شتابدهنده Varian است. مهمترین منشا تولید تابش ایکس سرگردان، برخورد الکترون‌های شتاب گرفته با مغناطیس‌های منحرف‌کننده طراحی شده برای تغییر مسیر باریکه الکترون و همین‌طور آرواره‌های (Jaw) طراحی شده برای تنظیم ابعاد میدان تابش است. با توجه به اینکه شتابدهنده LIAC شامل هیچگونه مغناطیس منحرف‌کننده و آرواره‌ای در ساختار خود نمی‌باشد، میزان آلودگی فوتونی باریکه الکترون حاصل از آن در تمام انرژی‌ها کمتر از شتابدهنده Varian است. همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است، همواری و تقارن پروفایل‌های دوز عرضی باریکه الکترون شتابدهنده LIAC به طور قابل توجهی بهتر از شتابدهنده Varian است. این اختلاف را می‌توان با توجه به تفاوت‌های موجود در طراحی و نوع فویل پراکنده‌ساز مورد استفاده توسط این دو نوع شتابدهنده توجیه نمود. بعلاوه همانطور که از جدول ۲ ملاحظه می‌شود، نیم‌سایه چپ و راست پروفایل‌های باریکه الکترون شتابدهنده LIAC به طور قابل توجهی کمتر از مقادیر مربوط به شتابدهنده Varian است. این واقعیت به دلیل نوع اپلیکاتورهای مورد استفاده و محدود کردن باریکه الکترون حاصل از شتابدهنده LIAC به فضای داخل اپلیکاتور استوانه‌ای PMMA است. همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده است، با افزایش ابعاد اپلیکاتور فاکتور خروجی شتابدهنده Varian افزایش می‌یابد. این نتیجه را می‌توان با توجه به افزایش میزان مشارکت الکترون‌های پراکنده در دوز جذب شده با افزایش ابعاد اپلیکاتور توجیه نمود. اما بر خلاف این شتابدهنده معمول، فاکتور خروجی شتابدهنده LIAC با افزایش قطر اپلیکاتور استوانه‌ای به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. این واقعیت را می‌توان با توجه به این نکته توجیه کرد که با افزایش قطر اپلیکاتور مورد استفاده، تعداد الکترون‌های اولیه و پراکنده در واحد سطح در خروجی اپلیکاتور کاهش می‌یابد [۳]. در نتیجه با افزایش ابعاد اپلیکاتور شارش انرژی الکترون و میزان دوز جذبی کاهش خواهد یافت [۳]. بنابراین با توجه به معادله ۱ می‌توان انتظار داشت که فاکتور خروجی با افزایش ابعاد اپلیکاتور کاهش یابد. بعلاوه با مقایسه داده‌های بدست آمده در شکل ۳ می‌توان به این نتیجه رسید که میزان تغییر فاکتور خروجی با تغییر ابعاد میدان برای شتابدهنده LIAC به طور قابل توجهی بالاتر از شتابدهنده Varian است. در نهایت نتایج حاصل از این کار نشان داد که خصوصیات دوزیمتری باریکه الکترون حاصل از این دو شتابدهنده به طور قابل توجهی با یکدیگر متفاوت است که این اختلاف قابل توجه را



می‌توان به تفاوت‌های ساختاری در طراحی و ساخت دو شتابدهنده مورد بررسی و همین‌طور استفاده از سیستم‌های موازی‌سازی متفاوت برای هدایت باریکه الکترون نسبت داد.

مراجع:

- [1]- Veronesi U, Gatti G, Luini A, et al. Full dose intraoperative radiotherapy with electrons during breast-conserving surgery. Arch Surg, 2003; 138:1253-1256.
- [2]- Intraoperative irradiation: Techniques and results. Leonard L. Gunderson, Christopher G Willett. Felipe A. Calvo, Louis B. Harrison, Editors. 2011. Humana Press.
- [3]- Pimpinella M, Mihailescu D, Guerra AS, et al. Dosimetric characteristics of electron beams produced by a mobile accelerator for iort. Phys Med Biol. 2007; 52: 6197-214.
- [4]- Loi G, Dominiotto M, Cannillo B, et al. Neutron production from a mobile linear accelerator operating in electron mode for intraoperative radiation therapy. Phys Med Biol. 2006; 51: 695-702.
- [5] Righi S, Karaj E, Felici G, et al. Dosimetric characteristics of electron beams produced by two mobile accelerators, Novac7 and Liac, for intraoperative radiation therapy through Monte Carlo simulation. J Appl Clin Med Phys. 2013; 14: 6-18.
- [6]- IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA TRS-398. Vienna: IAEA; 2001.
- [7]- Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. Med Phys. 2008; 35: 4186-215.