

دز غیرمنتظره و اثر بیولوژیکی ناشی از آلودگی نوترونی در شتاب‌دهنده‌های خطی

محمد اشرفی‌نیا^{*}، اصغر حدادی، داریوش سرداری و الهام سعیدزاده

دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، گروه مهندسی هسته‌ای، تهران، ایران.

^{*}تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی هسته‌ای، کد پستی: ۹۳۸۵۵-۱۴۷۷۸

پست الکترونیکی: mohammad.ashrafinia@srbiau.ac.ir

چکیده

فوتون پرنرژی موجب تولید آلودگی نوترونی در شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی می‌شوند. اثر بیولوژیکی نسبی نوترون ۲۰ برابر فوتون است، بنابراین آسیب آن در بافت بیولوژیکی بسیار بیشتر و غیرقابل چشم‌پوشی است. در این پژوهش بررسی دز معادل نوترون در شتاب‌دهنده خطی پزشکی توسط کد مونت‌کارلویی فلوکا انجام شده است. نتایج نشان می‌دهد استفاده از میدان‌های درمانی کوچک‌تر، تولید آلودگی نوترونی را در نواحی خارج میدان درمانی افزایش می‌دهد. همچنین نواحی خارج میدان درمانی چندین برابر فوتون، دز نوترونی دریافت می‌کنند. عمده‌ی توزیع دز معادل آلودگی نوترونی در سطح بدن هست که ریسک ایجاد سرطان ثانویه از جمله سرطان پوست را افزایش می‌دهد.

کلیدواژگان: اثر بیولوژیکی نسبی، آلودگی نوترونی، شتاب‌دهنده خطی، فوتون‌نوترون، شبیه‌سازی مونت‌کارلو.

۱. مقدمه

عملکرد ایمپلنت‌های الکترونیکی مثل پیس میکرو دفیبریلاتور [۲]، خطا در دزیمتری و طراحی درمان بیمار، ایجاد محصولات رادیواکتیو و خطرناک در محفظه اتاق درمانی و انتقال دز غیرمنتظره به پرسنل دارد. المان‌های فیزیکی درون سر درمانی شتاب‌دهنده می‌توانند نقش زیادی در تولید آلودگی نوترونی و در نتیجه افزایش آسیب‌های بیولوژیکی به بافت بدن داشته باشند. در پژوهش

پرتودرمانی با انرژی‌های بالا (بیشتر از ۷ MeV) موجب تولید فوتون‌نوترون (Y,n) و الکترون‌نوترون (e,n) در اجزای با عدد اتمی بالا موجود در سر درمانی^۱ شتاب‌دهنده خطی می‌شود. این نوترون‌های تولیدی، آلودگی نوترونی نامیده می‌شوند. نوترون آثار مخربی مثل اختلال الکترونیک در تجهیزات پزشکی موجود در اتاق درمانی [۱]، اختلال در

^۱ Treatment head

جدول (۱): فاکتور وزنی تابش‌های مختلف.

فاکتور وزنی	نوع تابش
۱	فوتون ایکس، گاما و بتا (با هر انرژی‌ای)
۵	نوترون حرارتی
۱۰	۰.۰۱ MeV
۱۰	۰.۱ MeV
۲۰	۰.۵ MeV
۲۰	۰.۱-۲ MeV
۱۰	۲-۲۰ MeV
۵	>۲۰ MeV
۵	پروتون‌های پراثری
۲۰	ذرات آلفا، پاره‌های شکافت و نوکلئون‌های سنگین

شیوه‌های متفاوتی در بررسی آلودگی نوترونی استفاده شده‌اند. استفاده از ((فعال‌سازی در فویل)) به دلیل کوچک و ارزان بودن و عدم حساسیت در میدان‌های ترکیبی (فوتون-نوترون) در مطالعات زیادی استفاده شده است [۷, ۸]. جهت اندازه‌گیری شار نوترون‌های سریع می‌توان از فیلم CR39 استفاده کرده که ایراد اصلی آن حساسیت به گامای پراثری است [۹, ۱۰]. استفاده از آشکارساز حبایی نیز به دلیل حساسیت به دما و انرژی ممکن است دز اندازه‌گیری شده را با خطا مواجه کند [۴]. دزیمترهای گرمالیانی^۴ (TLD) مخصوصی جهت دزیمتری در میدان‌های آمیخته استفاده شده‌اند که در میان آن‌ها تنها TLD700H برای دزیمتری نوترون پیشنهاد می‌شود [۹, ۱۱]. به دلیل خنثی بودن نوترون و مشکلات آشکارسازی و دزیمتری عملی نوترون، استفاده از کدهای مونت‌کارلو در محاسبات نوترونی، از جمله MCNPX به جهت صحت و دقت مناسب آن در تحقیقات گسترده‌ای استفاده شده است [۱۲-۱۶]. در این پژوهش از کد مونت‌کارلویی فلوکا^۵ جهت محاسبات ترابرد نوترونی استفاده شده است [۳].

ناجم و همکارانش (۲۰۱۵) بیان شده است که حذف فیلتر مسطح‌کننده احتمال ایجاد سرطان را ۱.۲٪ کاهش می‌دهد [۳]. همچنین استفاده از وج فیزیکی و دینامیک، دز نوترون را تا ۶۰٪ افزایش می‌دهد [۴]. از این رو لازم است تا به نقش المان‌های موجود در سر درمانی شتاب‌دهنده خطی در آلودگی نوترونی پرداخته شود و راهکارهایی جهت کاهش این آلودگی نوترونی و آسیب‌های ناشی از آن برای بیماران و پرسنل ارائه گردد. مهم‌ترین آسیب آلودگی نوترونی به واسطه دز غیرمنتظره‌ی آن برای بیمار و پرسنل می‌باشد و این جدا از آسیب‌های خطرناک دیگر نوترون می‌باشد. تابش‌های مختلف اثر بیولوژیکی نسبی^۱ متفاوتی دارند. کمیته بین‌المللی حفاظت رادیولوژی^۲ (ICRP) رابطه ۱ را جهت تفسیر دز معادل ارائه کرده است:

$$\text{Equivalent dose} = \text{absorbed dose} \times W_R \quad (1)$$

در رابطه ۱ دز معادل برحسب سیورت (Sv) و دز جذبی برحسب گری (Gy) است. فاکتور وزنی اشعه^۳ (W_R) برای فوتون‌های ایکس و گاما در تمام انرژی‌ها ۱ می‌باشد، اما همان‌طور که در جدول ۱ مشخص است این فاکتور وزنی برای نوترون بیش از ۲۰ برابر گاما می‌باشد. از این رو بررسی دز معادل نوترون دریافتی توسط بیمار اهمیت دارد.

طبق پژوهش اکسپوزیتو و همکارانش (۲۰۱۳) دز غیرمنتظره ناشی از نوترون در مدالیت‌های مختلف درمانی در اندام‌های مختلف می‌تواند به‌طور میانگین از ۰/۵ mSv تا ۱۲۹ mSv گسترده باشد که این بسیار بیشتر از حداکثر دز مجاز طبق گزارش کمیته بین‌المللی حفاظت رادیولوژیکی است [۵]. بنابراین ریسک ایجاد سرطان ثانویه در بیماران تحت درمان ۱/۲٪ افزایش می‌یابد [۶].

¹ Relative biological effect

² International commission radiological protection

³ Radiation weighting factor

⁴ Thermoluminescence dosimeter

⁵ FLUKA

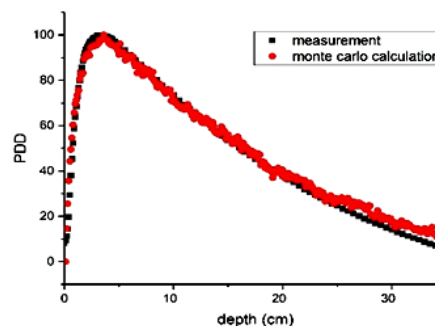
۲. روش انجام تحقیق

۱.۲. شبیه سازی

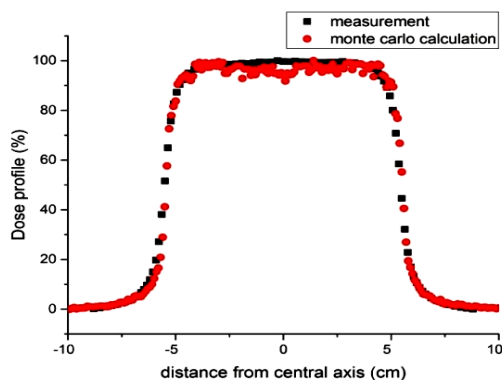
شبیه سازی دستگاه Varian Clinac 2100 مستقر در بیمارستان امام خمینی تهران در انرژی ۱۸MV توسط کد مونت کارلویی فلوکا انجام شده است [۷, ۱۷]. محاسبه دز درون فانتوم آبی معادل بافت که درون میدان درمانی و در فاصله ۱۰۰cm از چشمه^۱ قرار است و تحت شرایط رفرنس و توسط مش بندی انجام شده است. محاسبه دز توسط تخمین زنده های موجود در فلوکا و با فاکتور تبدیل شار به دز ICRP-74 به دست آمده است [۱۸].

۲.۲. اندازه گیری تجربی

اندازه گیری تجربی دز فوتون توسط آشکارساز انگشت دانه ای^۲ مدل PTW 31010semiflex در بیمارستان امام خمینی تهران و به منظور بررسی صحت شبیه سازی با مقایسه منحنی پروفایل دز و درصد دز عمقی در دو حالت شبیه سازی و تجربی انجام شده است. شکل ۱ نمودار درصد دز عمقی^۳ (PDD) و شکل ۲ پروفایل دز در دو حالت شبیه سازی و اندازه گیری تجربی را نشان می دهند. خطای محاسبات مونت کارلو در تمام نقاط کمتر از ۱٪ و اختلاف بین نمودار تجربی و شبیه سازی در بدترین حالت کمتر از ۵٪ می باشد.



شکل (۱): نمودار درصد دز عمقی بر روی محور مرکزی فانتوم آبی



شکل (۲): نمودار پروفایل دز در عمق ۱۰cm فانتوم آبی.

۳. نتایج و بحث

۱.۳. طیف نوترون

شکل ۳ طیف انرژی آلودگی نوترونی را ۱cm قبل از فانتوم و ۳cm درون فانتوم آبی نشان می دهد. طیف از ناحیه نوترون حرارتی تا نوترون های سریع گسترده است. پیک بیشینه نسبی در طیف نوترون قبل از ورود به فانتوم آبی در بین انرژی ۱۰۰keV الی ۱MeV وجود دارد که طبق جدول ۱ بیشینه اثر بیولوژیکی نوترون نیز در این ناحیه است. نوترون های سریع این ناحیه از طیف در عمق چند سانتی متری فانتوم آبی توسط برهم کنش الاستیک حرارتی شده و این پیک از بین می رود. این نکته بسیار اهمیت دارد زیرا در پرتودرمانی ارگان های نزدیک به سطح بدن مثل پوست، دز قابل توجهی از آلودگی نوترونی دریافت می کنند که احتمال ایجاد سرطان ثانویه در بیمار را افزایش می دهد.

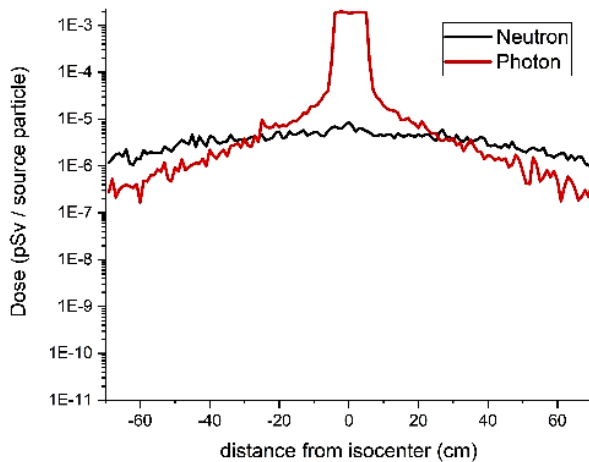
۲.۳. اندازه معادل نوترون و فوتون

شکل ۴ و ۵ مقایسه دز معادل فوتون و نوترون درون فانتوم آبی را نشان می دهد. همان طور که مشاهده می شود دز نوترون ۰/۰۰۴ برابر فوتون در ایزوستتر و ۸/۶ برابر دز فوتون در فاصله ۷۰cm از محور مرکزی می باشد؛ بنابراین ارگان های قرار

¹ Source to surface distance

² Thimble chamber

³ Percent Depth Dose

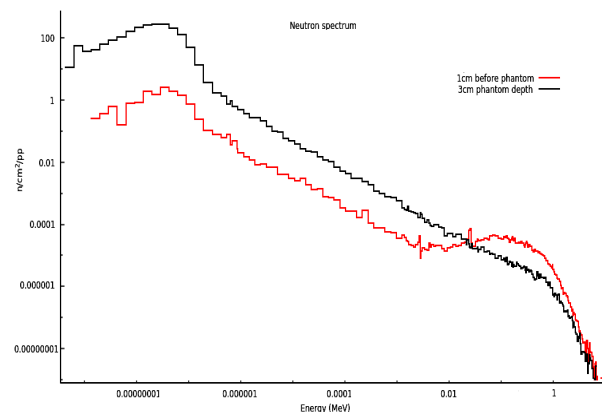


شکل (۵): مقایسه دز معادل فوتون و نوترون در عمق ۱cm فانتوم آبی در جهت محور عرضی.

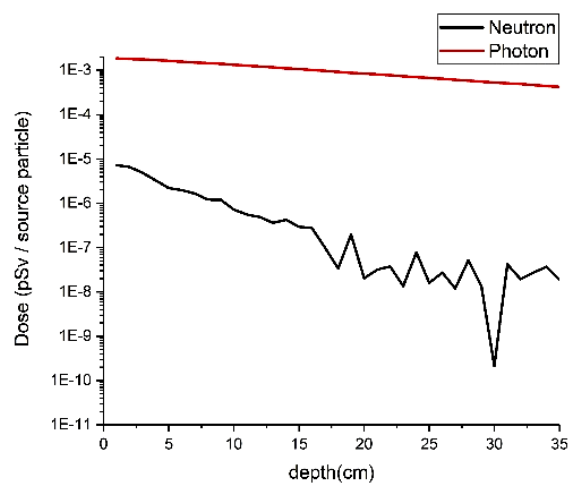
۳.۳. اثر ابعاد میدان درمانی بر دز آلودگی نوترونی

شکل ۶ دز معادل نوترون را درون فانتوم آبی و در جهت محور مرکزی نشان می‌دهد. برخلاف دز فوتون که دارای پیک بیلدآپ در عمق ۳/۶cm است (شکل ۱)، دز نوترون در سطح بیشینه است و رفته رفته در عمق کاهش می‌یابد که با یافته‌های سایر پژوهش‌ها مطابقت دارد [۳، ۱۵، ۱۹، ۲۰]. شکل ۶ همچنین اثر ابعاد میدان درمانی بر دز معادل نوترون در راستای عمق را نیز نشان می‌دهد. همان‌طور که قابل مشاهده است ابعاد میدان تأثیر واضحی بر دز معادل نوترون در راستای محور مرکزی ندارد. شکل ۷ دز معادل نوترون را در عمق ۱cm فانتوم و در جهت عرضی نشان می‌دهد. ابعاد میدان ایجادشده توسط فک‌ها تأثیر چندانی بر دز نوترون در محور مرکزی ندارد و با قطعیت نمی‌توان راجع به رابطه ابعاد میدان درمانی با میزان شار و دز نوترون نتیجه‌گیری کرد [۱۵]. میدان کاملاً بسته توسط فک‌ها و MLC تا حدی از دز نوترون در تمام نقاط می‌کاهد. دز خارج از میدان (دور از محور مرکزی) از ابعاد میدان درمانی تأثیر می‌پذیرد به طوری که میدان مربعی کوچک‌تر موجب افزایش دز نوترون در نواحی خارج میدان می‌شود. [۶].

گرفته درون میدان درمانی و ارگان‌های نزدیک به سطح بدن مثل پوست، بیشترین دز ناخواسته را از نوترون دریافت می‌کنند. اکسپوزیتو و همکارانش (۲۰۱۳) در پژوهش بر روی دستگاه واریان نشان دادند پوست می‌تواند تا 140 mSv دز نوترونی حین پرتودرمانی پروستات دریافت کند [۶]. دز آلودگی نوترونی از این رو ناخواسته تلقی می‌شود که در طراحی درمان در نظر گرفته نمی‌شود و اثر بیولوژیکی بسیار بالایی دارد. علاوه بر این، دز نوترون در کل طول 140 cm سطح فانتوم تنها ۱۵٪ درصد تغییر می‌کند که نشان می‌دهد المان‌های حفاظتی موجود در هد شتاب‌دهنده خطی نقشی در کاهش شار آلودگی نوترونی و آسیب‌های ناشی از آن ندارند.



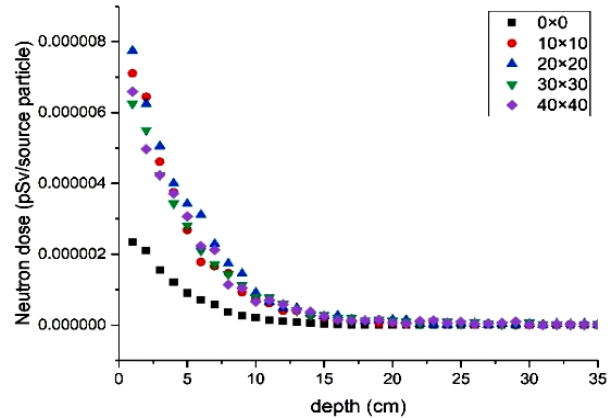
شکل (۳): طیف انرژی آلودگی نوترونی قبل از ورود به فانتوم و درون فانتوم آبی.



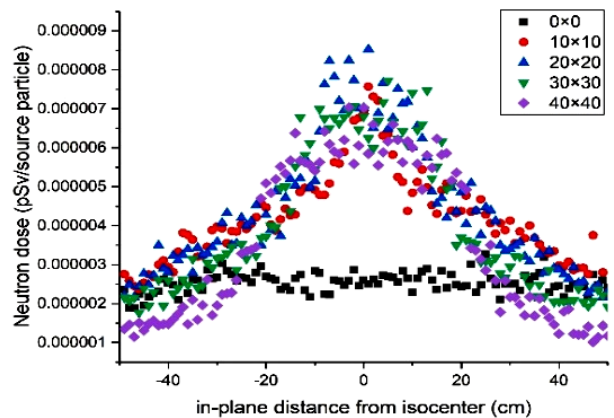
شکل (۴): مقایسه دز معادل فوتون و نوترون در جهت محور مرکزی درون فانتوم آبی.

خارج از میدان (به طور مثال فاصله 40 cm از محور مرکزی) می توانند بیش از 50% دز ماکزیمم را دریافت کنند؛ بنابراین علاوه بر سطح پوست، ارگان های نزدیک به میدان درمانی و پس از آن، ارگان های خارج میدان بیشترین دز نوترونی را دریافت می کنند. از آنجایی که نسبت دز نوترون به فوتون در ایزوستر حدود 0.004 است، احتمالاً دز ناشی از نوترون قابل چشم پوشی به نظر برسد؛ اما از آنجایی که امروزه غالباً از میدان های متعدد و در جهت های درمانی مختلف استفاده می شود و به کار بردن تکنیک های پرتودرمانی مدولاسیون حجمی^۱ رواج بیشتری یافته که زمان روشن بودن اشعه^۲ را افزایش می دهد، دز نوترون به طور قابل توجهی افزایش خواهد یافت [۶].

با توجه به اصل آلا^۳ (ALARA) که هدف آن کاهش دز به حداقل میزان ممکن است و با توجه به این نکته که دز نوترون در کل سطح فانتوم تنها 15% تغییر می کند که نشان می دهد حفاظ، فکها و سایر المان های موجود در سر شتاب دهنده، بیمار را در مقابل دز ناخواسته و خطرناک نوترونی محافظت نمی کنند، بررسی آلودگی نوترونی و به حداقل رساندن آسیب های ناشی از آن به شدت احساس می شود. یکی از راه های کاهش آلودگی نوترونی حفاظ سازی ثانویه نوترونی است که در پژوهش های بعدی به مطالعه بر روی آن می پردازیم.



شکل (۶): دز معادل نوترون در جهت محور مرکزی درون فانتوم آبی در میدان درمانی با ابعاد مختلف.



شکل (۷): دز معادل نوترون در عمق 1 cm فانتوم آبی در جهت محور عرضی در میدان درمانی با ابعاد مختلف

۴. نتیجه گیری

بیشترین دز ناشی از آلودگی نوترونی درون میدان درمانی، در ایزوستر و در سطح فانتوم توزیع می شود. با این حال نواحی

¹ Volumetric Arc Therapy (VMAT)

² Beam-on time

³ as low as reasonably achievable

۵. مراجع

- [1] Kry, S. F., Johnson, J. L., White, R. A., Howell, R. M., Kudchadker, R. J., & Gillin, M. T., Neutron-induced electronic failures around a high-energy linear accelerator. *Medical Physics*. 38(1) (2011) 34–39.
- [2] Zecchin, M., Morea, G., Severgnini, M., Sergi, E., Roldan, A. B., Bianco, E., Salvatore, L., Malfunction of cardiac devices after radiotherapy without direct exposure to ionizing radiation: mechanisms and experimental data. *Europace*. 18(2) (2016) 288–293.
- [3] Najem, M., Abolaban, F., Podolyák, Z., & Spyrou, N. (2015), Neutron production from flattening filter free high energy medical linac: A Monte Carlo study. *Radiation Physics and Chemistry*,. 116 (2015) 176–180.
- [4] Biltekin, F., M. Yeginer, and G. Ozyigit, Investigating in-field and out-of-field neutron contamination in high-energy medical linear accelerators based on the treatment factors of field size, depth, beam modifiers, and beam type. *Physica Medica*,. 31:(5) (2015) 517–523.
- [5] Protection, R., ICRP publication 103. *Ann. ICRP*,. 37(2.4) (2007) 2.
- [6] Expósito, M. R., Sánchez-Nieto, B., Terrón, J. A., Domingo, C., Gómez, F., & Sánchez-Doblado, F., Neutron contamination in radiotherapy: Estimation of second cancers based on measurements in 1377 patients. *Radiotherapy and Oncology*,. 10:(2)7 (2013) 234–241.
- [7] Cardenas, C. E., Nitsch, P. L., Kudchadker, R. J., Howell, R. M., & Kry, S. F., Out-of-field doses and neutron dose equivalents for electron beams from modern Varian and Elekta linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*,. 17(4) (2016).
- [8] Yücel, H., Çobanbaş, İ., Kolbaşı, A., Yüksel, A. Ö., & Kaya, V., Measurement of photo-neutron dose from an 18-MV medical linac using a foil activation method in view of radiation protection of patients. *Nuclear Engineering and Technology*,. 48(2) (2016) 525–532.
- [9] Bezak, E., R. Takam, and L.G. Marcu, Peripheral photon and neutron doses from prostate cancer external beam irradiation. *Radiation protection dosimetry*,. 167(4) (2015) 591–601.
- [10] Jahangiri, M., Hejazi, P., Hashemi, S. M., Haghparast, A., & Hajizadeh, B., The effect of field size and distance from the field center on neutron contamination in medical linear accelerator. *International Journal of Advanced Biological and Biomedical Research*,. 3(1) (2015) 97–104.
- [11] Horst, F., D. Czarnecki, and K. Zink, The influence of neutron contamination on dosimetry in external photon beam radiotherapy. *Medical physics*,. 42(11) (2015) 6529–6536.
- [12] Sumini, M., Isolan, L., Cucchi, G., Sghedoni, R., & Iori, M., A Monte Carlo model for photoneutron generation by a medical LINAC. *Radiation Physics and Chemistry*, (2017).
- [13] Yani, S., Tursinah, R., Rhani, M., Soh, R., Haryanto, F., & Arif, I. Neutron contamination of Varian Clinac iX 10 MV photon beam using Monte Carlo simulation. in *Journal of Physics: Conference Series*. (2016). IOP Publishing.
- [14] Juste, B., Morató, S., Miró, R., Verdú, G., & Díez, S., MCNP6 unstructured mesh application to estimate the photoneutron distribution and induced activity inside a linac bunker. *Radiation Physics and Chemistry*, (2016).
- [15] Ezzati, A. and M. Studenski, Neutron dose in and out of 18MV photon fields. *Applied Radiation and Isotopes*,. 122 (2017) 186–192.
- [16] Brkić, H., Ivković, A., Kasabašić, M., Sovilj, M. P., Jurković, S., Štimac, D., The influence of field size and off-axis distance on photoneutron spectra of the 18 MV Siemens Oncor linear accelerator beam. *Radiation Measurements*,. 93 (2016) 28–34.
- [17] Kase, K., Liu, J., Elsalim, M., Nelson, W., Mao, X., & Kleck, J., Neutron fluence and energy spectra around the Varian clinac 2100-C/2300-C medical accelerator. *Health Phys.*, 74(SLAC-PUB-7190) (1996) 38–47.
- [18] ICRP Publication 74: Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. SAGE Publications (1997).
- [19] Najem, M., Spyrou, N., Podolyák, Z., & Abolaban, F., The physical characteristics of the 15MV Varian Clinac 2100C unflattened beam. *Radiation Physics and Chemistry*,. 20: 95.14 (2014) 205–209.
- [20] Martinez-Ovalle, S., Barquero, R., Gómez-Ros, J., & Lallena, A., Neutron dose equivalent and neutron spectra in tissue for clinical linacs operating at 15, 18 and 20 MV. *Radiation protection dosimetry*,. 147(4) (2011) 498–511.