

ДОЗИ ОД НЕУТРОНИ ВО ХОДНИКОТ НА БУНКЕРИ ЗА ЛИНЕАРНИ АКЦЕЛЕРАТОРИ

Душко Лукарски¹, Eleftheria Carinou²

¹ Институт за радиотерапија и онкологија, Клинички Центар, Водњанска 17, Скопје, duskol@yahoo.com

² Greek Atomic Energy Commission, Agia Paraskevi, Attiki 15310, Greece, ecarinm@ecae.gr

Анстракт – Најкористеното орудие во современата радиотерапија за контрола на канцерот е линеарниот акцелератор. За третман на тумори кои се поставени на големи длабини во човековото тело, се користи фотонско зрачење со номинален забрзувачки потенцијал од 15 MV и повеќе. При соодветните енергии на зрачење настанува продукција на неутрони, кои придонесуваат за дополнителни дози во пациентите и на персоналот. Со цел проценување на дополнителната изложеност на персоналот, во овој труд вршиме споредба на три аналитички методи и Монте Карло симулација за одредување на амбиенталниот неутронски дозен еквивалент на влезот и долж ходникот на бункерот на три линеарни акцелератори, еден со номинален забрзувачки потенцијал од 15 MV и два со 18 MV.

Клучни зборови – неутронски дози, медицински линеарни акцелератори

1. ВОВЕД

Радиотерапијата со фотонски и електронски снопови е една од најраспространетите техники за контрола на канцерот. За зголемување на ефикасноста за тумори на поголема длабина се користат линеарни акцелератори со номинални забрзувачки потенцијали од 15 MV и повеќе. При такви енергии на фотонскиот снап доаѓа до продукција на неутрони, што резултира со дози во пациентот и персоналот од директната изложеност и од резултантната резидуална радиоактивност. Минималната енергија потребна за отстранување на еден неутрон од јадрото, за повеќето стабилни јадра потешки од јаглеродот, се движи меѓу 6 и 16 MeV. Сепак, под 10 MeV продукцијата на неутрони е занемарлива и затоа се испитува само кај акцелератори кои забрзуваат електрони до енергии поголеми од 10 MeV. Секој материјал на кој што паѓа таквиот високоенергетски фотонски или електронски снап е потенцијален извор на неутронска контаминација. Ова ги вклучува сидовите на вакуумската комора на акцелераторот, брановодот, метата за продукција на X-зраците, филтрите, колимакторите, јонските комори, светлосните локализатори, воздушниот пат на снопот и самиот пациент. Потенцијален извор на резидуална

радиоактивност е секоја површина на која се произведуваат или абсорбираат неутроните.

2. АНАЛИТИЧКИ МЕТОДИ

2.1. Метод на Керси

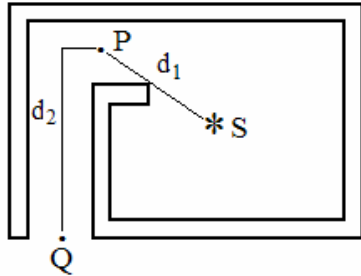
Еден од првите методи за приближна проценка на дозата која се должи на неутроните на влезот од радиотерапискиот третмански бункер е даден од Керси [20]. Тој разгледува линеарен акцелератор Philips SL 75-20 кој работи на номинален забрзувачки потенцијал од 16 MV. Керси претпоставува дека примарните неутрони излегуваат од метата за продукција на X зраците следејќи изотропна дистрибуција и потоа ги разгледува нивните расејувања. Изведувањето на Керсиевата формула се состои од три чекора: Одредување на неутронскиот дозен еквивалент на внатрешниот крај на ходникот, одредување на неутронскиот дозен еквивалент на влезот од ходникот и корекција поради површината на напречниот пресек на внатрешниот крај на ходникот.

Сметајќи го за познат неутронскиот дозен еквивалент во единица време \dot{H}_0 во референтна точка на растојание 1 m од изворот на неутрони, неутронскиот дозен еквивалент на внатрешниот крај на ходникот (точка P на сл.1) се одредува со

користење на инверзниот квадратен закон:

$$\dot{H}_P = \dot{H}_0 / d_1^2 \quad (1)$$

каде d_1 е растојанието од изворот на неутрони S до точката P во метри. Точката P лежи на централната линија на ходникот и е последната видлива точка од страна на изворот S.



Сл.1 - Пресек на бункер на линеарен акцелератор

Неутронскиот дозен еквивалент на влезот од ходникот (точка Q на сл.1) се одредува земајќи ја предвид атенуацијата на снопот во ходникот. Керси утврдил дека независно од кривините во ходникот, кога ѕидовите на ходникот не се покриени со материјал кој апсорбира неутрони, на секои 5 m растојание неутронската доза опаѓа за фактор 10. Затоа, некорегирираниот дозен еквивалент на влезот на ходникот е даден со:

$$\dot{H}_{Q,uncorr} = \dot{H}_P \cdot 10^{-d_2/5} \quad (2)$$

каде d_2 е растојанието на кое доаѓа до атенуација на снопот ($d_2 = \overline{PQ}$).

И, конечно, вршејќи корекција поради површината на напречниот пресек на внатрешниот крај на ходникот, Керсиевата формула за неутронскиот амбиентален дозен еквивалент во единица време (\dot{H}) е дадена со :

$$\dot{H} = \frac{S_0}{S_1} \cdot \frac{\dot{H}_0}{d_1^2} \cdot 10^{-d_2/5} \quad (3)$$

каде S_0 е површината на напречниот пресек на внатрешниот крај на ходникот, а S_1 е површината на напречниот пресек во ходникот.

2.2. Алbedo метод

Во Алbedo методот [19, 27] за одредување на неутронскиот дозен еквивалент на влезот од акцелераторскиот ходник се одредува неутронскиот флуенс низ ходникот, сметајќи дека неутроните патуваат праволиниски од изворот. Расејаната компонента се одредува со користење на следната формула за дозно алbedo за брзи неутрони:

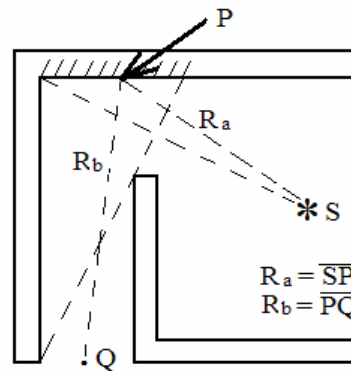
$$\alpha_d = \alpha(E_0) \cos^{2/3} \theta_0 \cos \theta \quad (4)$$

при што се смета дека неутроните паѓаат само на површините што се директно видливи од третманскиот изоцентар. За делот од неутронскиот спектар присутен кај медицинските линеарни акцелератори може да се земе дека $\alpha(E_0) \approx 0,11$ за бетон. Упадниот агол е означен со θ_0 , а аголот на расејувањето е означен со θ .

На пресекот на бункерот на линеарниот акцелератор се означуваат површините директно видливи од третманскиот изоцентар и за секоја од нив се избира ефективен центар (Сл.2). За секоја ваква репрезентативна точка се одредуваат упадниот агол и аголот на рефлексијата и се одредува дозното алbedo. Претпоставувајќи дека неутронскиот дозен еквивалент опаѓа според инверзниот квадратен закон на растојанијата R_a (од изворот до точката P) и R_b (од точката P до влезот на ходникот) се добива:

$$\dot{H} = \sum_{i=1}^n \frac{A_i \cdot \alpha_{d,i}}{R_{a,i}^2 \cdot R_{b,i}^2} \cdot \dot{H}_0 \quad (5)$$

каде \dot{H}_0 е неутронскиот дозен еквивалент во единица време во референтна точка на растојание 1 m од изворот на неутрони, а A_i е површината на i -тата површина директно видлива од третманскиот изоцентар. Се сумира по сите површини видливи од изворот.



Сл.2 - Ефективен центар (P) на една површина

2.3. Метод на Ву и Мекгинли

Врз основа на мерењата на неутронските и фотонските амбиентални дозни еквиваленти на влезот на повеќе акцелератори Ву и Мекгинли [14] ја даваат следната емпириска формула за неутронскиот дозен еквивалент при предадена доза од 1 Gy X-зрачење во изоцентарот:

$$D_n = 2,4 \cdot 10^{-15} \cdot \phi_p \cdot \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \cdot \left[1,64 \cdot 10^{-(d_2/1,9)} + 10^{-(d_2/T_N)} \right] \quad (6)$$

каде D_n е неутронскиот дозен еквивалент (во Sv на предадена доза од 1 Gy во изоцентарот), во точка на растојание d_2 (во метри) од точката P на централната линија на ходникот која е последната точка видлива од страна на изворот S (Сл.1), ϕ_p е вкупниот неутронски флуенс во точката P, S_0 е површината на напречниот пресек на внатрешниот крај на ходникот, во m^2 , S_1 е површината на напречниот пресек во ходникот, во m^2 , а T_N е должината на десеткратното ослабување за која Ву и Мекгинли даваат едноставен израз:

$$T_N = 2,06 \cdot \sqrt{S_1} \quad (7)$$

Вкупниот неутронски флуенс во точката P е даден со следниот израз:

$$\phi_p = \frac{aq}{4\pi d_1^2} + 5,4 \cdot \frac{aq}{2\pi S} + 1,26 \cdot \frac{aq}{2\pi S} \quad (8)$$

каде a е 1 кога заштитата на главата на гантрито е од олово, а 0,85 кога заштитата е од волфрам, S е површината на третманската соба исклучувајќи го ходникот, d_1 е растојанието од изоцентарот до точката P во метри, а q е јачината на неутронскиот извор. Ву и Мекгинли ја дефинираат јачината на неутронскиот извор како број на неутрони добиени при предадена доза од 1 Gy X-зрачење во изоцентарот. Затоа ϕ_p е во единици неутрони на m^2 при предаден Gy изоцентрична фотонска доза. Во таков случај неутронскиот амбиентален дозен еквивалент на влезот од акцелераторот ќе се добие ако D_n го помножиме со брзината на доза на која работи акцелераторот:

$$\dot{H} = D_n \times DoseRate \quad (9)$$

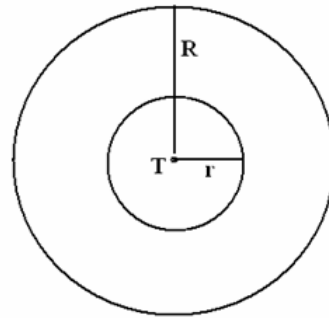
3. МОНТЕ КАРЛО СИМУЛАЦИИ

Претходно дискутираните семиемпириски формули се резултат на детални неутронски мерења во медицински електронски акцелератори. Поради комплексноста на таквите мерења, тие воопшто не се вклучени во рутинските мерења со цел заштита од јонизирачко зрачење. Алтернатива за проценка на дозите од неутрони е со користење Монте Карло симулации. Главната предност на Монте Карло симулациите е можноста за земање во предвид на енергетскиот спектар на неутроните, деталната геометрија на тераписката

соба и влезниот ходник и материјалите кои се употребени при нејзина градба. Валидноста на ваквиот метод е потврдена од експериментални мерења.

Во овој труд е искористен Монте Карло транспортен систем наречен MCNP (Monte Carlo Neutron Photon), верзија 4C со користење на библиотека за напречни пресеци на реакциите базирана на ENDL 85 (Evaluated Nuclear Data Library) и ENDF 60 (Evaluated Nuclear Data File). И кодот и библиотеките се добиени од Банката за податоци на Агенцијата за нуклеарна енергија во Франција.

Неутронското поле во тераписката соба се состои од неутрони кои се емитирани директно од електронската мета во акцелераторот и од неутроните расеани од сидовите. Директната компонента зависи од заштитниот материјал на главата на акцелераторот. Бидејќи најголем дел од фотоннеутроните се генерирани во електронската мета, главата на акцелераторот (т.е. неутронскиот извор) ја симулираме како точкаст извор поставен во центарот на шупливата топка од волфрам (Сл.3). Се користи волфрам затоа што најголем дел од елементите на главата (електронската мета, израмнувачкиот филтер и колиimatorите) се изградени главно од него. Ваквата поедноставена репрезентација не воведува значајна грешка затоа што самата глава на акцелераторот е приближно сферна. Предноста на ваквата репрезентација е што е доволно општа за да може да се примени на различни типови на акцелератори.



Сл.3 - Симулација на главата на акцелераторот (неутронскиот извор): T - електронската мета, $r = 10$ cm, $R = 20$ cm

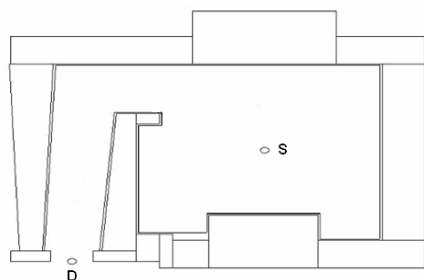
Енергетската распределба на неутроните од изворот е дадена со следната релација:

$$\frac{dN_n}{dE} = 0,8929 \frac{E}{T^2} \exp\left(-\frac{E}{T}\right) + 0,1071 \frac{\ln[E_{\max}/(E + S_n)]}{\int_0^{E_{\max}-S_n} \ln[E_{\max}/(E + S_n)] dE} \quad (10)$$

каде T е т.н. нуклеарна температура, S_n е неутронска енергија на врзување, а E_{max} е максималната енергија на фотоните кои доведуваат до производство на неутрони

Првиот член е т.н. придонес поради испарување од изворот, кој учествува со околу 89%, а вториот член ја опишува директната продукција на фотоннеутрони која учествува со 11%. Електронската мета е вообичаено изградена од волфрам, за кој нуклеарната температура е $T = 0,5 \text{ MeV}$, а неутронската енергија на врзување е $S_n = 7,34 \text{ MeV}$.

Разгледуваме три различни линеарни акцелератори поставени во три различни тераписки соби. Тераписките соби се симулирани со ѕидови од стандарден бетон. Во првиот акцелератор кој работи на номинален забрзувачки потенцијал од 15 MV (Сл.4) ѕидовите се прекриени со гипс картон, во вториот кој работи на 18 MV ѕидовите не се прекриени, а во третиот кој работи на 18 MV прекриени се со дрво.



Сл.4 - Симулација на тераписката соба бр.1:
S - извор, D - детектор

Детекторите се симулирани како сферни детектори со радиус од 20 cm. Поставени се на 1 m висина над подот долж средната линија од ходникот. Кодот MCNP го пресметува неутронскиот и фотонскиот флуенс за единица емитирана честичка од изворот, усреднет по волуменот на детекторот. Конверзијата од неутронски флуенс во дозен еквивалент се прави со користење на факторите од ICRP Report No.57 [17].

4. СПОРЕДБА НА МЕТОДИТЕ И АНАЛИЗА НА РЕЗУЛТАТИТЕ

Во овој труд вршиме споредба на нормализираниот дозен еквивалент одреден преку трите аналитички методи и Монте Карло симулациите за трите акцелератори. Нормализираниот дозен еквивалент е односот на амбиенталниот неутронски дозен еквивалент во единица време на влезот на акцелераторот и во точка на растојание 1 m од изворот на неутрони (во изоцентарот) \dot{H} / \dot{H}_0 . Резултатите се прикажани во Табела 1.

Од Табела 1 гледаме дека вредностите за Акцелераторот бр.3 се повисоки во однос на

другите два. Тоа е очекувано, бидејќи должината на ходникот за тој акцелератор е за околу 2 m помала во однос на другите два акцелератора.

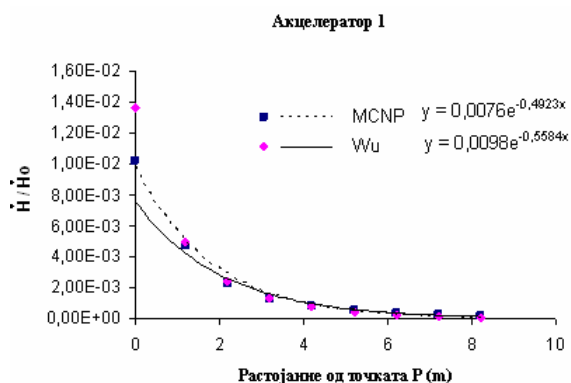
Табела 1 - \dot{H} / \dot{H}_0 за различните методи и различните акцелератори

	Акцелератор 1	Акцелератор 2	Акцелератор 3
Номинален напон (MV)	15	18	18
Должина на ходникот (m)	9,4	9,35	7,4
Керси	$7,26 \cdot 10^{-4}$	$4,91 \cdot 10^{-4}$	$9,88 \cdot 10^{-4}$
Албедро	$1,95 \cdot 10^{-4}$	$1,54 \cdot 10^{-4}$	$2,88 \cdot 10^{-4}$
Ву и Мекгинли	$1,21 \cdot 10^{-4}$	$8,95 \cdot 10^{-5}$	$3,55 \cdot 10^{-4}$
MCNP	$1,59 \cdot 10^{-4}$	$9,09 \cdot 10^{-5}$	$2,88 \cdot 10^{-4}$

Што се однесува до споредбата на методите, се гледа дека методот на Керси ги преценува дозите за речиси ред на големина. Меѓутоа, ваквото преценување од аспект на заштита од јонизирачкото зрачење е релативно прифатливо, и особено поради едноставноста на овој метод, може да заклучиме дека овој метод е одлична прва апроксимација. Албедро методот дава подобра проценка на неутронскиот дозен еквивалент, меѓутоа, бара значително повеќе време, бидејќи за да се зголеми прецизноста на методот потребно е да се земат во предвид сите површини од кои може да се рефлектираат примарните неутрони (ѕидови, под и таваница). Методот на Ву и Мекгинли е емпириски метод, па затоа е релативно брз и директен. Резултатите од овој метод се во согласност со вредностите од Монте Карло симулациите исто колку што се и резултатите од Албедро методот. Меѓутоа, има една голема негативност, а тоа е потценувањето на неутронскиот дозен еквивалент во некои случаи. Имено, во нивната работа Ву и Мекгинли работат на акцелератори чии ходници се пократки од 9 m, а нашите резултати наведуваат на заклучок дека во случај на подолги ходници, резултатите треба да се прифатат со извесна резерва.

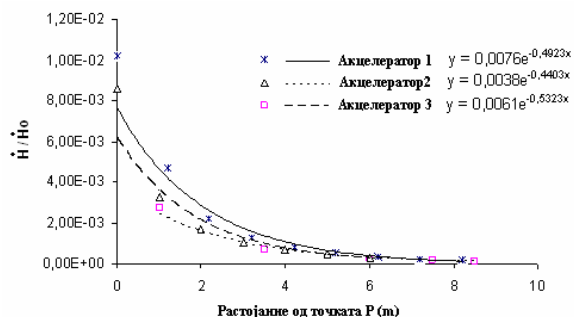
Методот на Ву и Мекгинли овозможува и одредување на неутронскиот дозен еквивалент во различни точки долж ходникот. На сл.5 е дадена споредба меѓу овој метод и резултатите од Монте Карло симулацијата за Акцелераторот 1 (аналогни резултати се добиваат и за другите два акцелератора). Фитувањето на точките е направено со едноставна експоненцијална крива, претпоставувајќи експоненцијално опаѓање на неутронскиот дозен еквивалент долж ходникот. Од графиконот се гледа дека со оддалечување од влезот на ходникот овој метод почнува да го преценува неутронскиот дозен еквивалент, што може да се

сфати како уште една потврда дека овој метод е погоден за ходници што не се многу долги.



Сл.5 - Споредба на нормализираните неутронски дозни еквиваленти долж ходникот пресметани според методот на Ву и Мекгинли и со MCNP симулација

Конечно, на сл.6 е дадена споредба на поведението на нормализиранот неутронски дозен еквивалент долж ходникот, одреден според Монте Карло симулациите, за трите акцелератори. Повторно претпоставувајќи експоненцијално опаѓање добиваме дека должината на десеткратното намалување во трите акцелераторски ходници е 4,68 m, 5,23 m и 4,33 m соодветно. Ваквите вредности се во делумна согласност со Керсиевата претпоставка од 5 m за должината на десеткратното ослабување.



Сл.6 - Нормализираните неутронски дозни еквиваленти долж ходниците на трите акцелератори

5. ЗАКЛУЧОК

Добиените резултати покажуваат дека несогласувањето меѓу аналитичките формули и Монте Карло симулациите е помала од половина ред на големина. Ова претставува индикација дека овие формули може да се користат за иницијална проценка на неутронските дози на влезот од ходникот на акцелераторот. Формулата на Керси дава најголема грешка, но бидејќи секогаш станува збор за преченување на дозата, а и поради едноставноста, таа е препорачлива за прва апроксимација. Другите два метода се поточни, но значително посложени. И дополнително, методот на Ву и Мекгинли доведува до мало

потценување на дозата на влезот од ходникот. Но, сепак, за дефинитивно извлекување на заклучоци за овие методи е потребно испитување на дополнителни медицински линеарни акцелератори.

6. ЛИТЕРАТУРА

- [1] S. Agosteo, A.F. Para, B. Maggioni: *Neutron fluxes in radiotherapy rooms*, Med. Phys., Vol. 20, No 2, 1993, pp. 407
- [2] A.M. Al-Affan: *Estimation of the dose at the maze entrance for x-rays from radiotherapy linear accelerators*, Med. Phys., Vol. 27, No 1, 2000, pp. 231
- [3] E. Carinou, V. Kamenopoulou, I.E. Stamatelatos: *Evaluation of neutron dose in the maze of medical electron accelerators*, Med. Phys., Vol. 26, No 12, 1999, pp.2520
- [4] R.C. Brockhoff, J.K. Shultis: *Data For the Calculation of Albedos from Concrete, Iron, Lead, and Water for Photons and Neutrons*, Health Phys.88(4): 297-322; 2005
- [5] A. Facure, R.C. Falcao, A.X. Da Silva and V.R. Crispim: *Neutron Dose Rate Evaluation for Medical Linear Accelerators*, Radiat.Prot.Dosim. Vol.111(1), 2004, pp.101
- [6] R. Lalonde: *The effect of neutron-moderating materials in high-energy linear accelerator mazes*, Phys. Med. Biol. 42 (1997) 335
- [7] P.D. LaRiviere: *Neutron energies in medical electron accelerator rooms*, Med. Phys. Vol.12, No 6, 1985, pp.769
- [8] R.C. McCall: *Neutron Yield of Medical Electron Accelerators*, SLAC-PUB-4480, (1987)
- [9] R.C. McCall, T.M. Jenkins, R.A. Shore, P.D. LaRiviere: *Personnel Hazards from Medical Electron Accelerator Photoneutrons*, SLAC-PUB-2440, (1979)
- [10] R.C. McCall, P.H. McGinley, K.E. Huffman: *Room scattered neutrons*, Med. Phys., Vol. 26, No 2, 1999, pp. 206
- [11] R.C. McCall, T.M. Jenkins, R.A. Shore: *Transport of Accelerator Produced Neutrons in a Concrete Room*, SLAC-PUB-2214 (1978)
- [12] P.H. McGinley, E.K. Butker: *Evaluation of neutron dose equivalent levels at the maze entrance of medical accelerator treatment rooms*, Med. Phys., Vol. 18, No 1, 1991, pp 279
- [13] P.H. McGinley, M.S. Miner, M.L. Mitchum: *A method for calculating the dose due to capture gamma rays in accelerator mazes*, Phys. Med. Biol. 40 (1995) 1467

- [14] R. K. Wu, P. H. McGinley: *Neutron and Capture Gamma along the mazes of linear accelerator vaults*, JACMP, Vol.2, No.2 (2003), pp. 162
- [15] National Council on Radiological Protection and Measurements: *Neutron Contamination from Medical Accelerators*, Report No. 79, Bethesda, 1984.
- [16] G. Tosi, A. Torresin, S. Agosteo, A. Foglio Para, V. Sangiust, L. Zeni and M. Silari: *Neutron measurement around medical electron accelerators by active and passive detection techniques*, Med. Phys., Vol.18, No 1, 1991, pp. 54
- [17] International Commission on Radiological Protection: *Data for Use in Protection Against External Radiation*, ICRP Publication Vol. 51 (1987)
- [18] AAPM Report No.19: *Neutron Measurements Around High Energy X-ray Radiotherapy Machines*, 1986
- [19] R.L. French, M. b. Wells: *An Angle-Dependent Albedo for Fast-Neutron-Reflection Calculations*, Nucl. Sci. Eng: 19, 441-448 (1964)
- [20] R. W. Kersey: *Estimation of neutron and gamma radiation doses in the entrance mazes of SL 75-20 linear accelerator treatment rooms*, Medicamundi, vol. 24, no.3, 1979
- [21] R. Muller-Runkel, J. Ovadia, H. Culbert, R.H. Cooke, E.H. Dolecek: *The neutron dose and energy spectrum outside a 20-MV accelerator treatment room*, Med. Phys., Vol. 13, No 5, 1986, pp. 742
- [22] C. Ongaro, A. Zanini, U. Nastasi, J Rodenas, G Ottaviano, C. Manfredotti: *Analysis of photoneutron spectra produced in medical accelerators*, Phys. Med. Biol. 45 (2000) L55-L61
- [23] N.L. Powell, A. Newing, M.A. Bullen, C. Sims, S.F. Leaton: *A radiation safety survey on a Clinac-20 linear accelerator*, Phys. Med. Biol., 32 (1987) 707
- [24] J.K. Shultis, R.E. Faw: *Radiation Shielding Technology*, Health Phys. 88 (2005) 297
- [25] Y. Uwamino, T. Nakamura, T. Ohkubo, A. Hara: *Measurement and calculation of neutron leakage from a medical electron accelerator*, Med. Phys., Vol. 13, No 3, 1986, pp. 374
- [26] E.J. Waller, T.J. Jamieson, D. Cole, T. Cousins, R.B. Jammal: *Effectiveness of Customised Neutron Shielding in the Maze of Radiotherapy Accelerators*, Radiat. Prot. Dosim. 107 (4) 233-238 (2003)
- [27] E.J. Waller, T.J. Jamieson, D. Cole, T. Cousins, R.B. Jammal: *Experimental and Computational Determination of Neutron Dose Equivalent Around Radiotherapy Accelerators*, Radiat. Prot. Dosim. 107 (4) 225-232 (2003)
- [28] S. Agosteo, A. Foglio Para, B. Maggioni, V. Sangiust, S. Terrani, G. Borasi: *Radiation transport in a radiotherapy room*, Health Phys. 68 (1):27-34; 1995

 Summary

NEUTRON DOSES IN THE MAZES OF THE LINEAR ACCELERATOR ROOMS

Dushko Lukarski¹, Eleftheria Carinou²

¹ Institute of Radiotherapy and Oncology, Clinical Center, Vodnjanska 17, Skopje, duskol@yahoo.com

² Greek Atomic Energy Commission, Agia Paraskevi, Attiki 15310, Greece, ecarinm@eeae.gr

Abstract – The linear accelerator is the most employed tool of the modern radiotherapy for cancer control. For deep seated tumors, photon radiation obtained by nominal voltage of 15 MV and higher is used. In such cases neutron production occurs, and contributes for additional dose to the patient and to the staff. Trying to assess the additional dose to the staff, in this work we compare three analytical methods and a Monte Carlo simulation for determination of the ambient neutron dose equivalent at the entrance and along the maze of the bunker of three different linear accelerators, one with nominal voltage of 15 MV and two with nominal voltage of 18 MV.

Keywords – neutron doses, medical linear accelerators