

بهینه سازی انرژی باریکه نوترون در نوترون درمانی با بور با روش مونت کارلو

علی پذیرنده^۱ و الهام شکریان^۱

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

۲. گروه فیزیک، دانشگاه تهران، صندوق پستی ۱۹۳۹۵-۱۹۴۳ تهران

پست الکترونیکی: paziran@ut.ac.ir

(دریافت مقاله: ۸۳/۱۲/۱۰ ؛ دریافت نسخه نهایی: ۸۴/۱۱/۸)

چکیده

در درمان غدد سرطانی درون مغزی با روش نوترون درمانی با بور، انرژی بهینه نوترون از نظر درمان، فیزیک نوترون و شیمی مسئله، در دهه اخیر مورد مطالعه بوده است گرچه سطح مقطع جذب نوترون حرارتی با بور بالاست (۳۸۳۶ بارن) لکن برای معالجه غدد درون مغزی نظیر گلیوبلاستوما نیاز به نوترونهای سریع است تا ضمن حرکت به سوی غده حرارتی شوند. از سوی دیگر در برخورد نوترونهای پرانرژی به هسته اتمها به ویژه هیدروژن، باعث پس زنی پروتون می‌گردند. دوز ناشی از این پس زنی هسته عامل محدود کننده‌ای در تعیین حداکثر انرژی نوترون در درمان با بور است. به همین دلیل بازه انرژی نوترونهای فوق حرارتی ۱۰ eV تا ۱۰ keV معمولاً مناسبترین بازه انرژی محسوب می‌شود. در شبیه سازی نوترون درمانی، از روش مونت کارلو با استفاده از دو کد *MCNP4C* و *MCBNCT* همراه با سطح مقطعهای ۲۹۰ گروهی استخراج شده از *ENDF/B6* استفاده شد. شبیه سازی نشان داد که انرژی مناسب، بستگی به اندازه و عمق غده دارد لکن به علت اندازه و شکل غده و فاصله غده از سطح سر و همچنین توزیع انرژی باریکه نوترون تعیین انرژی دقیق غیر عملی است. مثلاً برای غده‌ای به پهنای حدود ۵ سانتی‌متر و ضخامت یک تا دو سانتی‌متر واقع در عمق ۲ تا ۵ سانتی‌متر، انرژی مناسب بین ۳ تا ۵ keV است.

واژه‌های کلیدی: نوترون درمانی با بور، نوترون فوق حرارتی، روش مونت کارلو، غده گلیوبلاستوما، کرما، پادتن

۱. مقدمه

چک و چند کشور دیگر کارهای تحقیقاتی عملی و بالینی زیادی در این زمینه انجام می‌گیرد.

روش نوترون درمانی با بور برای اولین بار در سال ۱۹۳۶ توسط لوچر^۱ مطرح شد و مورد بررسی، تحقیق و توسعه قرار گرفت [۱]. این روش همچنین توسط ویلیام اسویت^۲ و همکارانش [۲] و [۳] و بعدها توسط هیروچی هاتاناکا^۳ توسعه یافت و به موفقیت رسید و برای درمان غدد بدخیم مغز به ویژه گلیوبلاستوما^۴ به کار گرفته شد. در حال حاضر در کشورهای ژاپن، هلند، انگلستان، استرالیا، ایالات متحده آمریکا، کانادا، آلمان، روسیه و جمهوری

۲. روش نوترون درمانی با بور

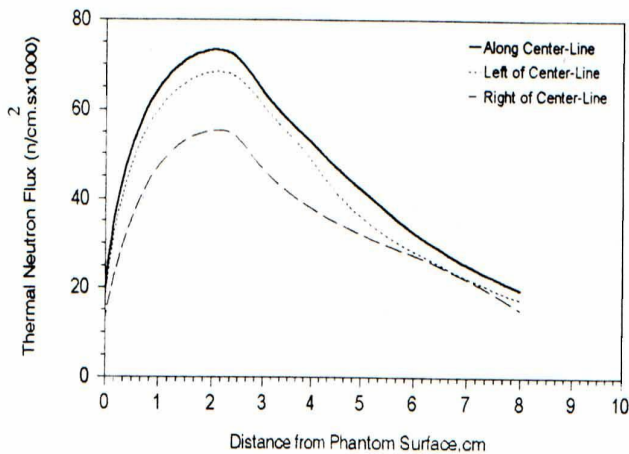
در نوترون درمانی با بور، نوترونهای سریع قلب راکتور را بعد از عبور از محیطهای کندکننده و صافیهای مناسب، تبدیل به باریکه نوترونی در گستره انرژی محدود و مناسب می‌کنند و به مغز می‌تابانند. در این روش از نوترونهای فوق حرارتی استفاده می‌کنند تا اینکه نوترونهای فرودی ضمن عبور از مغز قبل از رسیدن به غده، در نتیجه برخورد با هسته‌های محیط حرارتی شوند (شکل ۱) [۴]. نوترونهای باریکه در سلولهای بدخیم و

۱. Locher

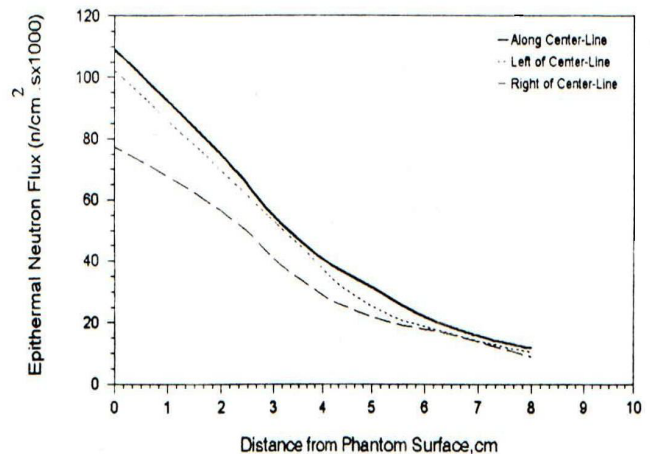
۲. William Sweet

۳. Hiroshi Hatanaka

۴. Glioblastoma



شکل ۱. ب) توزیع نوترون حرارتی اندازه‌گیری شده در فانتوم سر [۴].



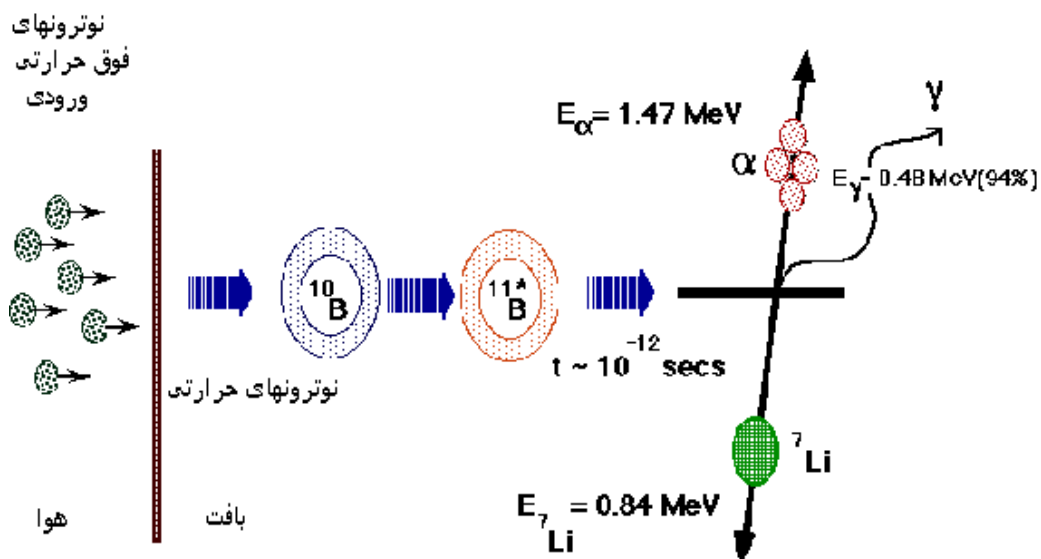
شکل ۱. الف) توزیع نوترون فوق حرارتی اندازه‌گیری شده در فانتوم سر [۴].

سالم جذب می‌شوند.

هدف روش نوترون درمانی با بور، تخریب سلولهای غده است به طوری که سلولهای سالم اطراف کمترین صدمه را ببینند. چون هدف تخریب غده است لذا باید سعی شود جذب در هر واحد جرم غده بیشتر از اطراف باشد. برای این کار از بور به صورت ترکیبی که به عنوان پادتن است استفاده می‌کنند. مناسبترین ایزوتوپ ^{11}B با سطح مقطع جذب 3836 بارن است. در سال 1961 و 1962 از ترکیب $\text{Na}_2\text{B}^{10}\text{O}_7 \cdot 8\text{H}_2\text{O}$ استفاده کردند که موفقیت آمیز نبود. در اواخر دهه 1960 ترکیب مناسبی به نام BSH با فرمول شیمیایی $\text{Na}_2\text{B}_{12}\text{H}_{11}\text{SH}$ که یک سولفوهایدرال حاوی ^{11}B ، به عنوان پادتن است، توسط هاتاناکا در ژاپن استفاده شد [۵]. دارو را از طریق رگ به بیمار تزریق می‌کنند و این دارو بیشتر در غده تجمع پیدا می‌کند. تجمع ^{11}B در غده حدود $30\text{--}50$ ppm و در قسمت‌های سالم حدود 10 ppm است. بدیهی است همان طور که شکل (۱-الف) نشان می‌دهد نوترونهای فوق حرارتی در ضمن عبور در مغز کند شده و از شدت آن کاسته می‌شود، شار نوترونهای حرارتی در فاصله‌ای از سطح مغز که محل غده تصور می‌شود، به حداکثر می‌رسد (شکل ۱.ب). بنابراین بر حسب اینکه فاصله غده از سطح مغز چقدر باشد انرژی باریکه نوترون فرودی باید تا اندازه‌ای

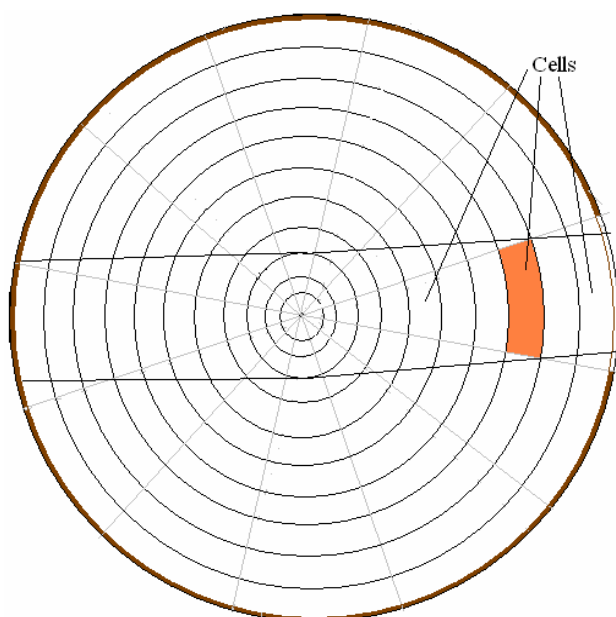
تعدیل شود. بدیهی است هر چه غده در عمق بیشتری باشد انرژی نوترون فرودی باید بیشتر باشد. لازم به ذکر است که طیف انرژی باریکه نوترون فرودی بیشتر به شکل گاوسی است و نه تک انرژی.

در روش عملی، پس از تزریق ماده پادتن و گذشت مدت زمانی که توسط پزشک تعیین می‌شود سر مریض در معرض تابش باریکه نوترون فوق حرارتی قرار می‌گیرد. بنا بر روش معالجه ممکن است قسمتی از استخوان سر مریض برداشته شود. نوترونها در اثر برخورد، کند شده و نوترونهایی که به غده می‌رسند گرچه کاملاً حرارتی نیستند لکن سهم نوترونهای حرارتی در طیف زیاد است. نوترونهای کند و حرارتی ممکن است جذب ^{11}B شوند و به صورت اتمهای برانگیخته ^{11}B برای مدت زمان کوتاهی حدود 10^{-12} sec در می‌آیند. اتمهای ^{11}B شکافته می‌شوند و به صورت یک یون پراثری آلفا با انرژی حدود $1/47\text{MeV}$ و یک یون لیتیم در می‌آیند. در 94% موارد پرتو گامایی با انرژی $0/478\text{MeV}$ از هسته برانگیخته ^{11}B تابش می‌شود (شکل ۲). در مغز یازده عنصر به صورت ترکیبات مختلف یافت می‌شوند که برای بررسی دقیق لازم است تمام ایزوتوپهای آنها با درصد فراوانیشان در نظر گرفته شوند. برای اطلاعات بیشتر به جدول ۱ مراجعه شود.

شکل ۲. نمایش واکنش نوترون با ^{10}B .

جدول ۱. درصد فراوانی و چگالی اتمی عناصر مغز انسان متوسط برای جانوران و افراد مسن.

عنصر	درصد فراوانی	چگالی اتمی $\times 10^{24} \text{ (atom/g)}$
C ₁₂	٪۱۵	۷/۵۲۱ (-۳)
Ca ₄₀	٪۰/۰۰۸۳۴	۱/۲۵۶ (-۶)
Ca ₄₂	٪۰/۰۰۰۵۵۶	۷/۹۸۷ (-۹)
Ca ₄₃	٪۰/۰۰۰۱۱۶	۱/۶۲۸ (-۹)
Ca ₄₄	٪۰/۰۰۱۷۹	۲/۴۵۸ (-۸)
Ca ₄₆	٪۰/۰۰۰۰۳۴۴	۴/۵۰۸۶ (-۱۱)
Ca ₄₈	٪۰/۰۰۰۰۱۶	۲/۰۲ (-۹)
C ₁₃₅	٪۰/۱۷۴	۳/۰۰۱ (-۵)
C ₁₃₇	٪۰/۰۵۵۷	۹/۰۸ (-۶)
H ₁	٪۹/۹۹۸۵	۵/۹۷۵ (-۲)
H ₂	٪۰/۰۰۱۵	۴/۴۸۵۵ (-۶)
K ₃₉	٪۰/۲۷۹۸	۴/۳۲۴۷ (-۵)
K ₄₀	٪۰/۰۰۰۰۵۱	۷/۶۸۶ (-۹)
K _{4۱}	٪۰/۰۲۰۱۹	۲/۹۶۸۷ (-۶)
N _{۱۴}	٪۱/۸۹۳	۸/۱۴۱۹ (-۴)
N _{۱۵}	٪۰/۰۰۷۰۳	۲/۸۲۲۷ (-۶)
Na _{۲۳}	٪۰/۱۸	۴/۷۱۵۷ (-۵)
O _{۱۶}	٪۷۱	۲/۶۷۲۸ (-۲)
P _{۳۱}	٪۰/۳۴	۶/۶۱ (-۵)
Sr _۲	٪۰/۱۶۱۵	۳/۰۴۳ (-۵)
Sr _{۳۳}	٪۰/۰۰۱۲۷	۲/۳۲۹ (-۷)
Sr _{۳۴}	٪۰/۰۰۷۱۵۷	۱/۲۶۹ (-۶)
Sr _{۳۶}	٪۰/۰۰۰۰۳۴	۵/۶۹۳۵ (-۹)



شکل ۴. مدل سر انسان محاسباتی شبیه‌سازی.



شکل ۳. مقطع قائم سر انسان متوسط معیار مدل Snyder.

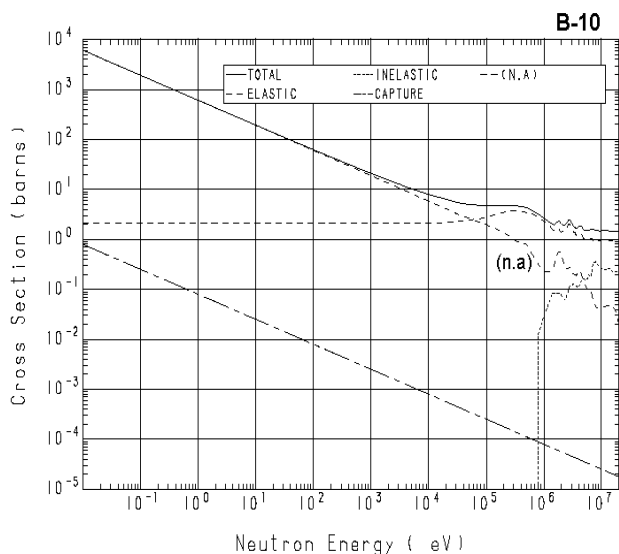
۳. شبیه‌سازی و بهینه‌سازی به کمک روش مونت کارلو (MCBNCT)

۱.۳. استفاده از روش محاسباتی مونت کارلو در بررسی فرایند ترابرد ذرات

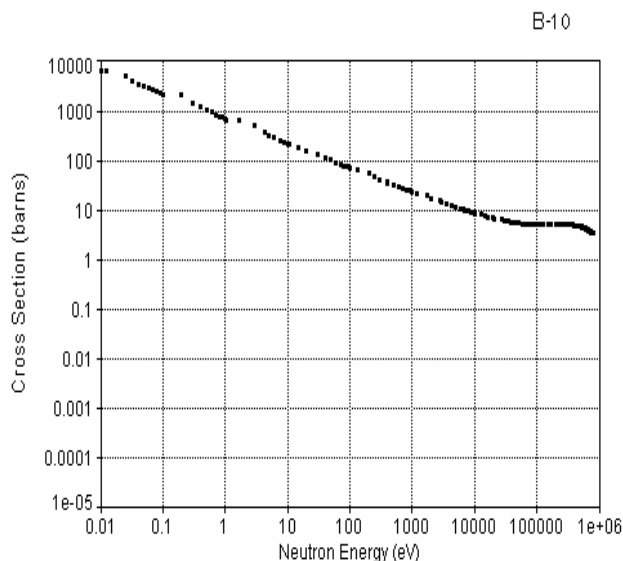
در روش مونت کارلو در حقیقت سعی می‌شود آنچه در طبیعت رخ می‌دهد را تقلید و شبیه‌سازی نماییم. از آنجا که حرکات ذرات و واکنشها کاملاً کاتوره‌ای در آمار بالا رخ می‌دهد، به همین دلیل روش مونت کارلو در شبیه‌سازی موفقتر از روشهای تحلیلی است. برطبق سرانسان مرجع (شکل ۳)، مدل Snyder که به شکل بیضوی با قطر بلند $20/6\text{cm}$ و قطر کوتاه $17/6\text{cm}$ است پیشنهاد شده است. ولی ما در این شبیه‌سازی سر را به صورت فانتوم کروی به شعاع متغییر (شعاع سر انسان متوسط 10cm است) و غده را به شکل قطاعی در عمق مورد نظر فرض کردیم (شکل ۴). به کمک روش مونت کارلو بر حسب موقعیت غده در مغز، انرژی نوترون در باریکه فرودی را تغییر دادیم تا اینکه جذب در غده به حداکثر نسبی برسد ولی در قسمتهای دیگر مغز حداقل ممکن باشد. در شبیه‌سازی، باریکه نوترون را به دو صورت تک انرژی و گاوسی به طور جداگانه در نظر گرفتیم. لازم به یادآوری است که در عمل

باریکه نوترون تک انرژی نیست بلکه بیشتر گاوسی شکل است. در شبیه‌سازی معلوم گشت که تغییر جزئی در موقعیت غده نیازمند به تغییر در انرژی باریکه نیست زیرا حرکت نوترونها در محیط مغز کاتوره‌ای است و حرارتی شدن نوترونها در یک ناحیه نسبتاً پهنی رخ می‌دهد.

برای انجام شبیه‌سازی اقدام به تهیه و تنظیم برنامه کامپیوتری مونت کارلو به زبان ویژوال بیسیک به نام MCBNCT کردیم. این برنامه کامپیوتری به طور همزمان اطلاعات لازم را دریافت کرده و به صورت گرافیکی حرکت نوترونها و واکنشها را نشان می‌دهد. این برنامه اطلاعات اولیه در مورد محل و اندازه غده و اندازه مغز، تعداد نوترونهای فرودی، شعاع باریکه ساز، انرژی نوترونهای فرودی را دریافت می‌کند. برای محاسبه نرخ واکنشهای مختلف نیاز به سطح مقطعهای گروهی است. برای این منظور سطح مقطعهای واکنشهای مختلف عناصر را از کتابخانه ENDF/B6 استخراج و با اعمال تابع وزن طیف انرژی را به 290 گروه تقسیم کردیم که بازه انرژی از 10^{-5} تا 800keV است. این گروه‌بندیها را با نمودار تغییرات سطح مقطعها در ENDF/B6 مقایسه کردیم که

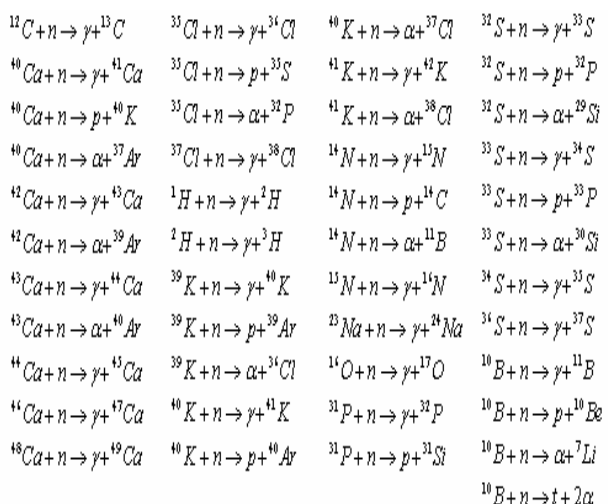


شکل ۶. سطح مقطع ^{10}B (ENDF).



شکل ۵. سطح مقطع کل ^{10}B (گروه بندی به کار رفته در کد (MCBNCT).

که در آن $A = \frac{M}{m}$ ، تقریباً برابر عدد جرمی هسته است و m و M به ترتیب جرم کلاسیکی نوترون و هسته هستند. E' انرژی نوترون بعد از پراکندگی در دستگاه آزمایشگاهی است. ۲- فرایند جذب نوترون در هسته های مورد اصابت که آهنگ آن بستگی به سطح مقطع ایزوتوپ مورد اصابت دارد عبارتند از:



۳- پس زنی هیدروژن که منجر به پرتاب پروتون از اتم یا مولکول می گردد و انرژی نسبتاً زیادی به همراه دارد. این

صحت گروه بندی را به خوبی نشان می دهد (شکل ۵ و ۶). حال با در نظر گرفتن این سطح مقطعها و چگالی اتمی، با اجرای برنامه کامپیوتری در خروجی برنامه تعداد و محل جذب و پراکندگی نوترونها و انرژی آزاد شده از هر واکنش در هر سلول از مغز سر داده می شود. همچنین تعداد نوترونهای نشت شده را به دست می دهد. این برنامه همچنین تصاویر گرافیکی از رد نوترونها و جذب در هر عنصر و نشت را نشان می دهد.

۳.۲. مکانیزم برخورد نوترون با هسته اتمها و مولکولهای محیط

باریکه نوترونهای فرودی به مغز، فوق حرارتی است و بیشتر برخوردها به هسته از نوع کثیفان است و امکان جذب نیز وجود دارد. واکنشهای مهمی که نوترون با هسته های محیط انجام می دهد و منجر به انتقال انرژی به نسج می گردد عبارتند از:

۱- برخورد کثیفان که مطابق با رابطه زیر انرژی به هسته مورد اصابت انتقال می یابد.

$$E' = E \frac{A^2 + 2A \cos \theta + 1}{(1 + A)^2}$$

واکنش معمولاً با انرژیهای بالا یعنی با انرژی نوترون حدود کیلوالکترون ولت رخ می دهد.

۴- جذب نوترون و شکافت بور که منجر به ایجاد دو یون He و Li می گردد که در ۹۴٪ واکنشها همراه با تابش گامای ۴۸۷ keV است.

$${}^1_0n + {}^{11}_3B \rightarrow {}^4_2He + {}^7_3Li + Q(2.75\text{MeV})$$

۵- جذب نوترون در ازت ۱۴ منجر به واکنش (n,p) می شود و ضمناً واکنش (n,γ) با نوترون حرارتی نیز رخ می دهد که در این واکنش پرتوگاما ۱۰/۸۳ MeV تابش می شود.

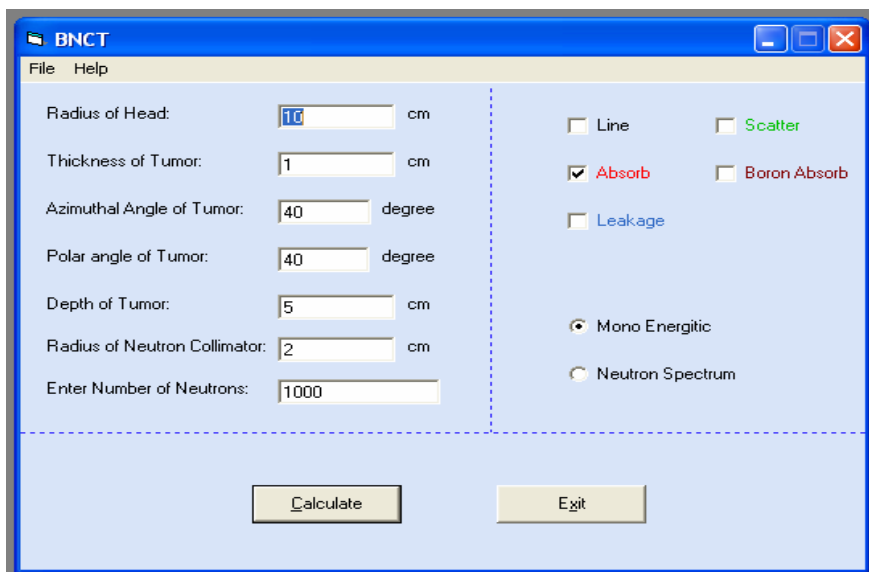
وقتی انرژی نوترون کاهش یافته به حرارتی تبدیل می شود جنبشهای مولکولی در انتقال انرژی به مولکول تأثیر به سزایی دارند. در اینجا نوترون به جای برخورد به یک هسته به کل مولکول برخورد می کند و پراکندگی از کل مولکول رخ می دهد و باعث برانگیختگی ترازهای ارتعاشی و احتمالاً دورانی می گردد. بدیهی است با کاهش انرژی احتمال جذب نیز زیاد می شود. مکانیزم انتقال انرژی در واکنشها به محیط مغز نسبتاً پیچیده است زیرا در هر واکنش بر حسب انرژی نوترون و مولکول مورد اصابت ممکن است یونیزاسیون رخ دهد که منجر به تابش پرتو می گردد و نیز الکترونهای پرتاب شده دارای انرژی هستند که یونیزاسیون مجدد ایجاد می کند و همچنین پروتون پس زده نیز یونیزاسیون شدیدی ایجاد می نماید. بدیهی است همه انرژیهای منتقل شده منجر به تخریب مولکولی نمی گردند و چه بسا انرژی جنبشی مولکولی به ذرات محیط انتقال یابند (جنبش گرمایی). به علت همین پیچیدگیها معمولاً در محاسبه دوز از ضریب کرما استفاده می شود.

۴. نتایج

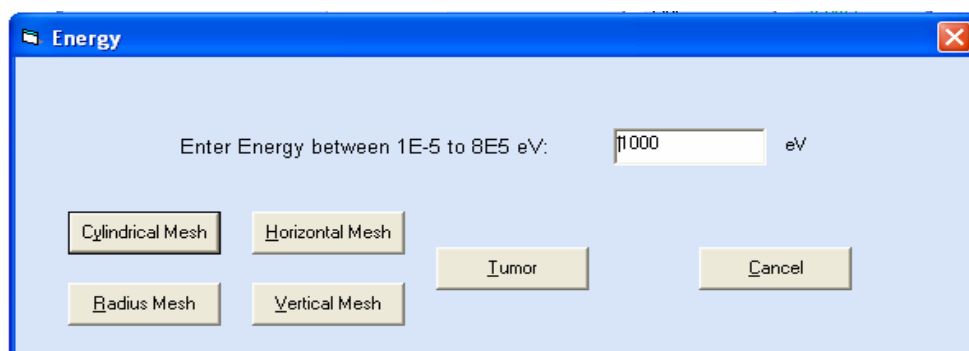
در این پژوهش فانتوم سر را مطابق شکل ۴ با تقسیم بندی به خانه های کوچک در آوردیم و محاسبات پراکندگی و جذب و نشت را انجام دادیم. محاسبات شبیه سازی با اجرای برنامه MCBNCT بنا بر نیازهای کاربر انجام می گیرد. با اجرای برنامه پنجره ای ظاهر می شود (پنجره ۱) و کاربر بنا بر خواسته مسئله و نیاز خود داده هایی را وارد می کند و سپس با فشار دکمه مورد خواست، پنجره دوم باز می شود که لازم است کمیتهای خواسته شده وارد شود. در نهایت پس از اجرای برنامه نتایج در کَشو RESULTS در ۲۰ پرونده بر حسب انرژی ذخیره می گردد. در این پرونده ها اطلاعاتی در خصوص تعداد پراکندگی و گیراندازی در هر خانه بر حسب انرژی ذخیره می شود. برای محاسبه انرژی جذب شده در مغز هندسه های متفاوتی از سر را در نظر گرفتیم ولی آنچه در این مقاله ارائه می شود محاسبات شبیه سازی در استوانه ای مطابق شکل ۴ که در بر گیرنده غده و هم محور با باریکه نوترون است انجام شد. به منظور مقایسه، محاسبات را با استفاده از کد MCNP4C برای همان مسئله با همان شرایط انجام دادیم. نتایج محاسبات با

۳.۳. ضرایب کرما

ضرایب کرما فوتون و نوترون بستگی به انرژی ذره دارد. این ضرایب فلونسنس نوترون و فوتون را به کرما تبدیل می کند و تقریباً همان دوز جذبی است. یاد آوری می شود که ۹۴٪ ضریب کرمای نوترون مربوط به فرایند گیراندازی نوترون حرارتی با انرژی زیر ۰/۳eV و مربوط به واکنش $N(n,p)C$ است (ICRU46). دوز مربوط به نوترونهای سریع



پنجره ۱



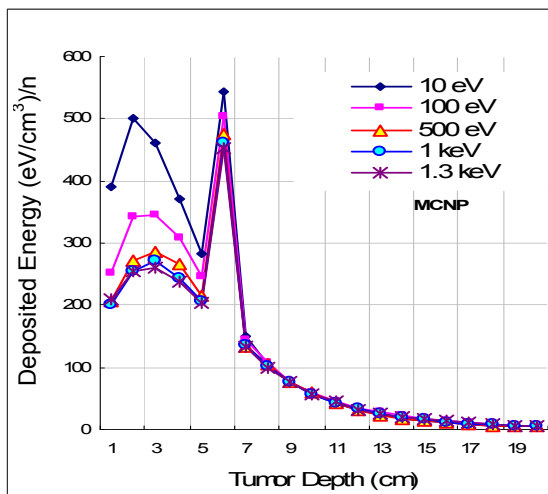
پنجره ۲

نزدیکتر می‌شود انرژی باریکه نوترون باید کمتر باشد لکن ضخامت خود غده در کند کردن نوترونها نقش دارد. بنابراین نمی‌توان باریکه تک انرژی را برای هر غده در عمق معین تعریف کرد بلکه باریکه نوترون باید دارای بازه انرژی ΔE باشد که عملاً به صورت تابع گاوس در می‌آید. این گزینه نیز در کند MCBNCT در نظر گرفته شده است. در این نمودارها انرژی آزاد شده در هر سلول در واحد حجم برای هر نوترون بر حسب انرژی نوترون فرودی رسم شده‌اند. همان گونه که اشاره شد هدف طرح این است که انرژی جذب شده در غده (در واحد حجم) بیش از حتی انرژی جذب شده در ناحیه جلویی غده باشد. با بررسی شکل‌های (الف-ب-پ-ت) به خوبی

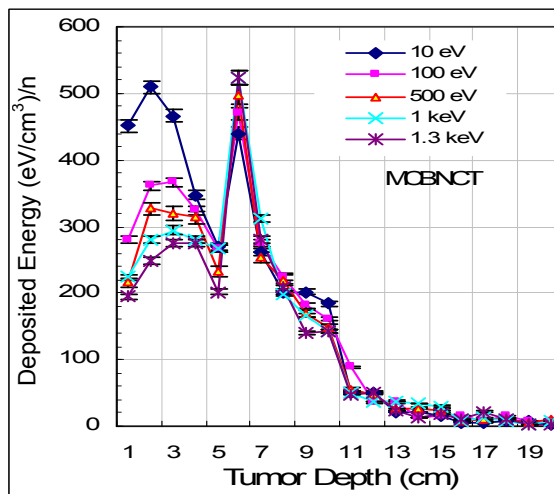
نمودارهای شکل ۷ (الف تا د) نشان دهنده انرژی جذب شده در خانه‌های شکل ۴ است که به ترتیب منحنیهای به دست آمده با MCBNCT و MCNP4C در مقابل هم برای باریکه نوترونهای تک انرژی ۱۰ eV تا ۱۰ keV هستند.

نتایج محاسبات در هر دو مورد نقطه به نقطه و با اعمال خطا در شکل‌های ۷ داده شده‌اند. لازم به یادآوری است که ضخامت غده یک سانتی‌متر در نظر گرفته شده است که سطح جلویی آن در ۵ سانتی‌متری از سطح سراسر است.

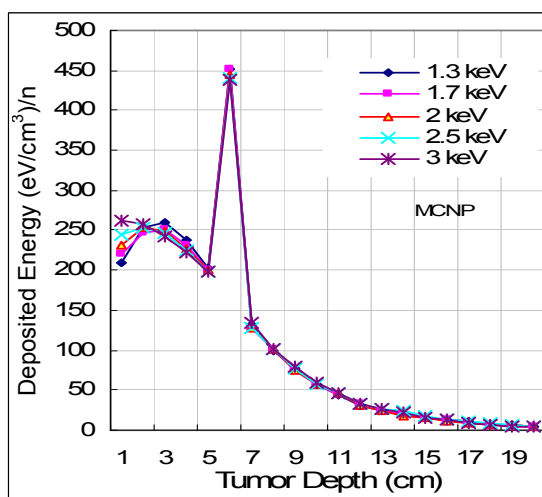
محاسبات جذب انرژی در تک تک خانه‌های ستون استوانه‌ای داخل فانتوم سر (مغز) را برای غده‌ای به ضخامتهای مختلف و عمق متفاوت انجام دادیم. هر چه غده به سطح سر



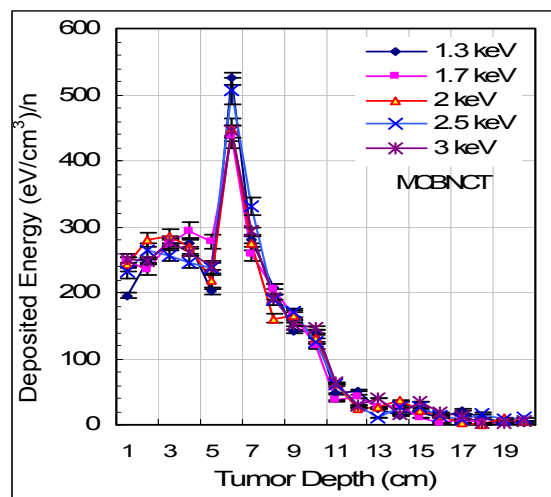
شکل ۷. ب)



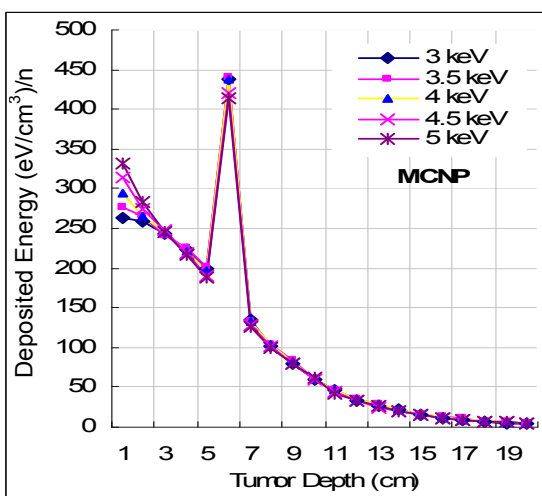
شکل ۷. الف)



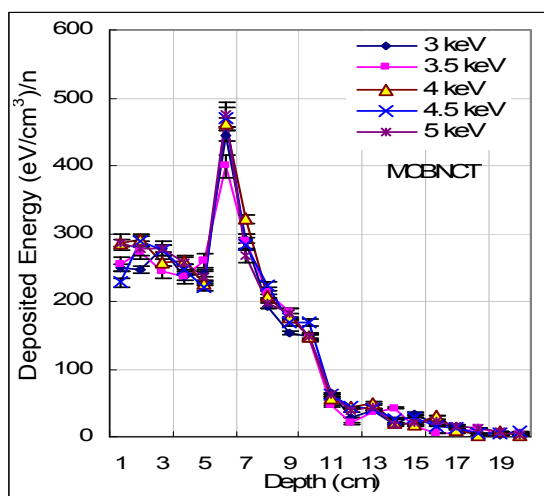
شکل ۷. ت)



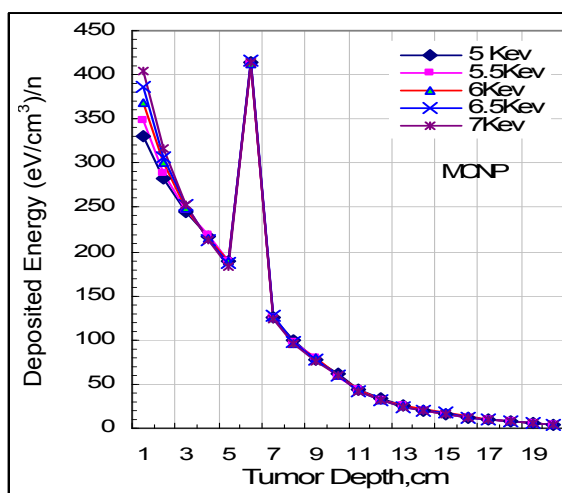
شکل ۷. پ)



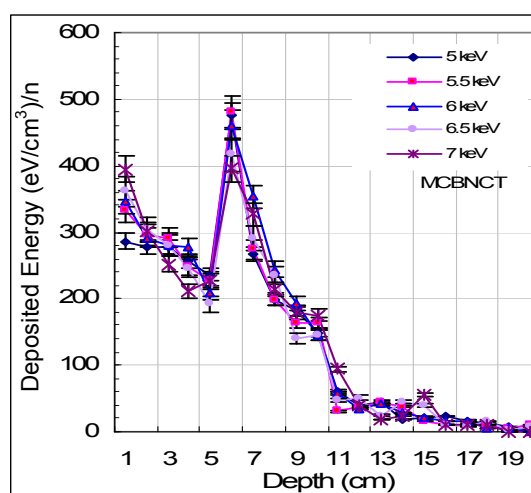
شکل ۷. ج)



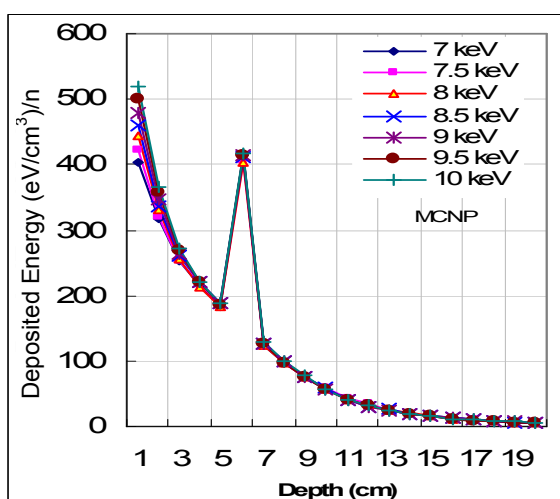
شکل ۷. ث)



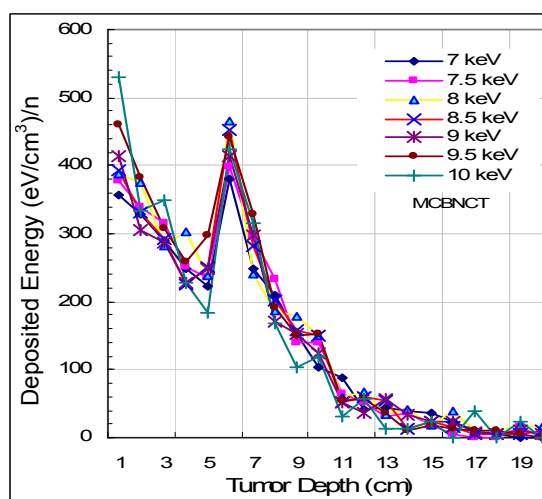
شکل ۷. ج)



شکل ۷. ج)



شکل ۷. د)



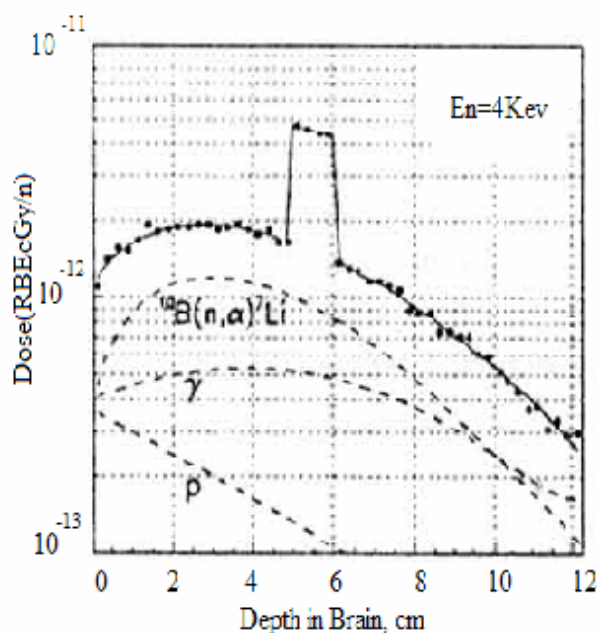
شکل ۷. خ)

نتیجه رسیدیم که بر اساس محاسبات MCBNCT برای غده‌ای به ضخامت یک سانتی‌متر واقع در عمق ۵ سانتی‌متری از سطح سر انرژی باریکه نوترون با ید حدود $3-5$ keV باشد. مقایسه نتایج محاسبات دوز با استفاده از کد MCBNCT با محاسبات مرجع [۷] در شکل‌های ۸ و ۹ نشان داده شده است.

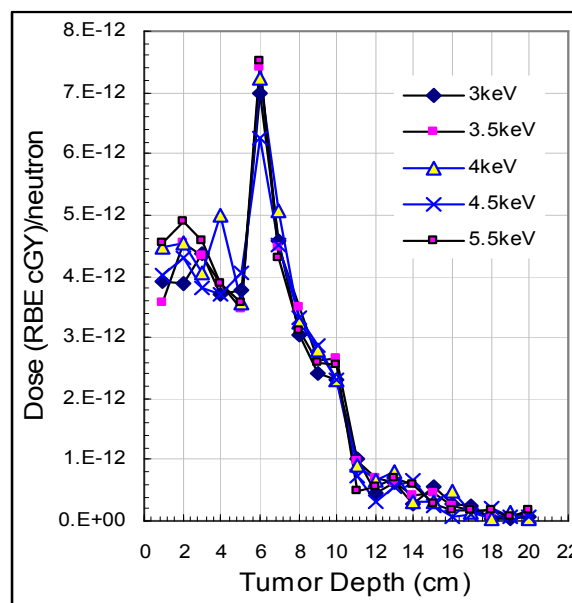
۵. بحث و پیشنهادات

پس از بررسی‌های زیاد و مقایسه با کارهای مشابه [۷] و به ویژه مقایسه منحنی‌های دوز شبیه سازی شده شکل‌های ۷ پ تا ح

دیده می‌شود که در انرژی‌های کم (نوترون) میزان انرژی جذب شده در ناحیه قدامی قابل مقایسه با انرژی جذب شده در غده است. هرچه انرژی نوترون فرودی زیاد می‌شود جذب انرژی در ناحیه قدامی کاهش می‌یابد. با مشاهده شکل‌های (۷ ث-ج-ح) دیده می‌شود که از انرژی 4 keV به بالا مجدداً جذب انرژی در قسمت قدامی افزایش می‌یابد. افزایش انرژی تا حد زیادی مربوط به عمل پس زنی پروتون است که باعث یونیزاسیون شدید و یا منجر به شکسته شدن پیوندهای مولکولی می‌گردد. بعد از بررسی و مقایسه نمودارها به این



شکل ۹. توزیع دوز در سر [۷].



شکل ۸. توزیع دوز در فانتوم سر.

اختلاف ممکن است مربوط به نبود تابع پراکندگی در کد MCNP4C و اصلاح پراکندگی نوترونها در کد MCBNCT برای نوترونهاى زیر ۴eV باشد. همان گونه که در شکلهاى ۷ (الف-پ-ث-چ-خ) دیده می شود در قسمت راست قله برجستگی وجود دارد که به معنی جذب انرژی بیشتری است. تصور ما این است که این برجستگی بیشتر مربوط به افت توزیع شار نوترون در غده و خیزش مختصر آن پس از غده است. در همه شکلها برجستگی پس از قله در فاصله ۹ تا ۱۰ سانتی متری ظاهر شده است.

در شبیه سازی معلوم گشت که تغییر جزئی در وضعیت غده نیازمند به تغییر در انرژی باریکه نیست زیرا حرکت نوترونها در محیط مغز کاتوره ای است و حرارتی شدن نوترونها در یک ناحیه نسبتاً پهنی رخ می دهد. ضمناً با توجه به ساختار مغز و شکل غده (شکل ۴) تعیین باریکه ای از انرژی نوترون مستلزم اندازه گیری است. برای شبیه سازی واقعیت نیاز به دانستن ساختار دقیق مغز و ترکیبات آن است.

نکته حائز اهمیت دیگر مربوط به اثر پراکندگی نوترونهاى حرارتی با انرژی کمتر از ۴eV است. در پراکندگی این نوترونها اثر جنبش مولکولی حرارتی و اثر موجی تابع پراکندگی متفاوت

توزیع انرژی جذبی محاسبه شده توسط MCBNCT به نظر واقعی تر می آید تا نتایج به دست آمده از کد MCNP4C. مثلاً در آستانه ورود نوترونها به مغز تا قبل از رسیدن به غده باریکه نوترونها شامل نوترونهاى حرارتی و فوق حرارتی است. میزان جذب در مغز کمتر است مثلاً مقایسه شکلهاى (۷پ-ث-چ) با شکلهاى (۷ت-ج-ح). به تدریج که نوترونهاى فوق حرارتی انرژی از دست می دهند احتمال جذب بیشتر می شود. با افزایش انرژی نوترون همان گونه که در شکلهاى (۷پ-ج) دیده می شود میزان جذب نوترونهاى حرارتی کمتر است ولی به علت واکنش پروتون پس زنی انرژی جذب شده در نسجهای سالم پیش از غده افزایش می یابد. هر چه انرژی نوترون بیشتر می شود این افزایش انرژی نیز بیشتر است (شکلهاى ۷چ-خ). این پدیده در هر دو محاسبات MCBNCT و MCNP4C مشابه هم هستند. ضمناً توزیع شار نوترون در شکلهاى (۷الف-پ-ث-چ-خ) به علت کاتوره ای بودن کل فرآیند واقعی تر به نظر می رسد تا آنچه که در شکلهاى (۷ب-ت-ج-ح-د) نشان داده شده است. کل انرژی جذب شده در زیر کل منحنی در هر یک از محاسبات با تقریب ۱۰٪ برابرند ولی در زیر قله مربوط به غده محاسبات MCBNCT مقدار بیشتری نشان می دهد. این

شده در قله منحنی با استفاده از مدل پراکندگی نوترونها حتی ممکن است تا بیش از ۱۲٪ بیشتر از دوز محاسبه شده با استفاده از مدل گاز آزاد باشد [۷].

لازم است این نتایج محاسباتی با دوز واقعی در محاسبات بالینی مقایسه شود و به نظر ما بهتر است روی این مسئله و فرآیند انتقال انرژی کارهای محاسباتی و شبیه سازی بیشتری انجام گیرد.

از فرض مدل گاز آزاد است که در MCNP4C در نظرگرفته می شود. یادآور می شود که در کد MCNP4C برای چند ماده از جمله مولکول آب تابع پراکندگی $S(\alpha, \beta)$ وجود دارد [۸] ولی برای مولکولهای سنگین از جمله BSH از مدل گاز آزاد استفاده می شود. این اختلاف تابع پراکندگی در ترابرد نوترون در مغز اثر دارد و نتیجه آن افزایش نرخ دوز با نوترون حرارتی است [۷]. گزارش کرده اند که میزان دوز نوترون حرارتی محاسبه

مراجع

1. G L Locher, *Am. J. Roentgenol*, **36** (1936) 1.
2. Philip Rubin; Editor note; *International Journal of Radiation Oncology. Biology. Physics*; **28**, 5 (1994).
3. A H Soloway, F Alarn, R F Barth, A K M Anisuzzaman and B V Bapat; *Basic Life Science*. **54** (1990).
4. Ali Pazirandeh and M E Fazilat *Int. Radiatim Physics Society* **16** (2002) 3.
5. F Barth Rolf, A Coderre Jeffrey, H Vicente Graca, E Blue Thoma, *Clin Cancer Res*. **11** (2005).
6. J T Goorley, W S Kiger III and R G Zamenhof, *Med. Phys.* **29** (2002) 145-56.
7. E Bisceglie, P Colangelo, N Colonna, P Santorelli and V Variale, *Phys. Med. Biol.* **45** (2000) 49-58.
8. M Mattes and J Keinert, "Thermal neutron scattering data for the moderator materials H₂O, D₂O and ZrHx in ENDF-6 format and as ACE library for MCNP (X) codes." *INDC(NDS)-0470, IAEA*, April (2005).