



بررسی قابلیت استفاده از ژل دزیمتری جهت کاربرد در درمان بوسیله گیراندازی نوترون (BNCT)

سید محمد مهدی ابطی*^۱، سید محمود رضا آقامیری^۱، حسین خلفی^۲، فائزه رحمانی^۱

۱- دانشگاه شهید بهشتی- دانشکده مهندسی هسته ای

۲- سازمان انرژی اتمی ایران- پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای- پژوهشکده کاربرد پرتوها

چکیده:

هدف این مقاله بررسی عملکرد انواع دزیمترهای ژلی به عنوان ماده جایگزین مغز در درمان BNCT در مقایسه با فانتوم های مرسوم می باشد. به این منظور شار نوترون های حرارتی و دز نوترون های فوق حرارتی حاصل از بیم نوترون های فوق حرارتی یک سیستم بهینه BNCT محاسبه شد. در مقایسه با دیگر فانتوم ها، دزیمتر ژلی LMD^۲ پاسخ مناسب تر را از نظر معادل بافت مغز بودن بدست داد. اختلاف پاسخ این دزیمتر با بافت مغز در عمق ۶/۱ cm برای شار نوترون های حرارتی و دز نوترون های فوق حرارتی به ترتیب ۱/۲۷٪ و ۲۱/۰۵٪ بدست آمد. اگرچه TE در برخی موارد بهتر از ژل دزیمترها عمل می کرد، اما برخی مزایای دزیمترهای ژلی، LMD^۲ را برای کاربرد در دزیمتری BNCT ممتاز می کند.

کلمات کلیدی: دزیمتری ژلی، شار نوترون حرارتی، BNCT، فانتوم، دز نوترون فوق حرارتی،

۱. مقدمه

دزیمترهای ژلی با توجه به خصوصیتی که دارند از قبیل خاصیت ذاتی و منحصر به فرد سه بعدی بودن، یکی بودن فانتوم و دزیمتر، استقلال از شار و انرژی و... برای اهداف دزیمتری در روش های مختلف درمان، در کانون توجه پژوهشگران قرار گرفته اند [۱]. اگرچه کاربرد ژل دزیمتری تا کنون بیشتر معطوف به دزیمتری روشهای درمان با پرتوهای گاما بوده است اما دزیمتری دیگر پرتوها نیز با این تکنیک مورد پژوهشگران مختلف می باشد [۲]. یکی از کاربردهای ژل دزیمتری که توجه گروه های مختلف پژوهشی را به خود جلب کرده است استفاده از این تکنیک برای تعیین توزیع های دز در درمان بوسیله گیراندازی نوترون (BNCT) می باشد. از این جمله می توان به کار Farajolahi و همکارانش [۳]، پژوهش Ghambarini و همکارانش [۴]، کار Bartesaghi و همکارانش [۵] و تحقیق Simola و همکارانش [۶] اشاره نمود. اگرچه معادل بافت بودن دزیمترهای ژلی در مقابل تابش های گاما به اثبات رسیده است [۷] اما با توجه به تفاوت اساسی در جاگذاشت دز در نوترون و گاما لازم است معادل بافت بودن این فانتوم-دزیمترها در مقابل تابش های نوترونی نیز مورد بررسی قرار گیرد. هدف این پژوهش بررسی معادل بافت بودن دزیمترهای ژلی مختلف در مقابل بیم نوترون های فوق حرارتی BNCT می باشد. به این منظور مولفه های مختلف دز در ۱۷ نوع ژل

دزیتر و برخی دیگر از فانتوم های مرسوم توسط روش مونت کارلو مورد بررسی قرار گرفتند، تا با توجه به پاسخ حاصل، فانتوم مناسب جهت کاربرد در BNCT معرفی گردد.

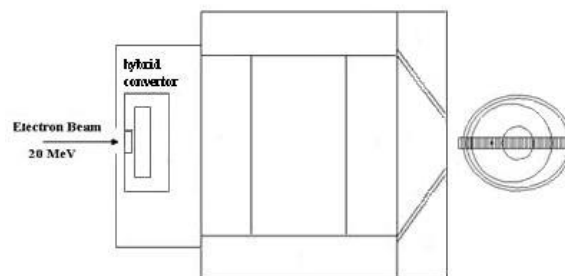
۲. مواد و روش ها

۱.۲. ژل دزیترها و فانتوم ها

دزیترهای ژلی که در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفتند عبارت بودند از BANG-۱، BANG-۲، BANG-۳، VIPAR، PABIG، PAG، nPAG، nMAG، MAGIC، MAGAT، MAGAS، FGX، TGB، PERSAGE، LMD^۱ و LMD^۲. بعلاوه دزیترهای ژلی مذکور آب، PMMA، A^{۱۵۰}، TE، پلی اتیلن، نیز بررسی شدند. مولفه های مختلف دز در تمامی مواد مذکور محاسبه شد و با چربی و عضله و بافت مغز [۸] مورد مقایسه قرار گرفتند.

۲.۲. شبیه سازی و محاسبات

محاسبات توسط کد MCNP^۵ [۹] انجام شد. به جهت کاهش خطای آماری به زیر ۱٪ نیاز به رد گیری صد میلیارد ذره بود که زمان اجرا تا حد قابل ملاحظه ای افزایش می یافت. به این منظور از روش های کاهش واریانس به همراه اجرای موازی کد بر روی ۸ هسته Xenon که توان محاسباتی بالاتری را دارند استفاده شد. بیم فوق حرارتی بر اساس اندرکنش فوتونوترون تولید نوترون می شد و سپس توسط یک BSA، بیم فوق حرارتی مناسب جهت درمان BNCT فراهم می آمد. به این منظور یک شتابدهنده خطی (linac) با انرژی ۲۰ Mev برای تولید فوتون های مورد نیاز جهت اندرکنش فوتونوترون شبیه سازی شد. در این پژوهش نوترونها به دودسته حرارتی ($E < 0.05 \text{ eV}$) و فوق حرارتی ($E > 0.05 \text{ eV}$) تقسیم شدند. شکل ۱ سیستم تولید نوترون را نمایش می دهد.



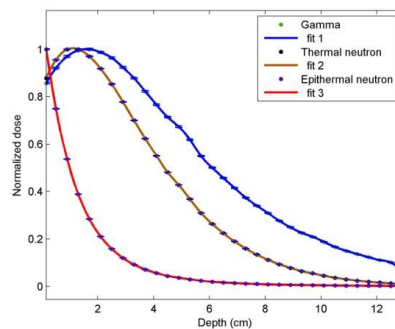
شکل ۱- سیستم BNCT بر پایه شتابدهنده خطی به همراه BSA و فانتوم سر که توسط کد MCNP^۵ شبیه سازی شد.

همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است بیم نوترون های فوق حرارتی به طرف فانتوم سر Snyder که با مواد مختلف پر شده است تابیده شد. شار نوترون های حرارتی و دز نوترون های فوق حرارتی به فاصله هر ۴ میلی متر

در راستای محور مرکزی فانتوم سر محاسبه شد. از آنجائی که پاسخ دزیمترهای ژلی به فوتون توسط پژوهشگران دیگر مفصلاً بررسی شده است [۷]، در این پژوهش بررسی پاسخ نسبت به گاما مورد بررسی قرار نگرفت. مولفه های دز در مکعب های به طول و عرض ۱۶ mm و ارتفاع ۴ mm (ارتفاع در راستای محور مرکزی قرار داده شد) محاسبه شد. ضرائب تبدیل شار به کرما در فانتوم های معادل بافت، از ضرائب تبدیل مربوط به بافت مغز استفاده شد. ضرائب کرما برای H، C، N، O و P از ICRU ۶۳ (ENDF/B-VI) و برای CI و S از JENDL ۳,۲ استخراج شد.

۳. نتایج

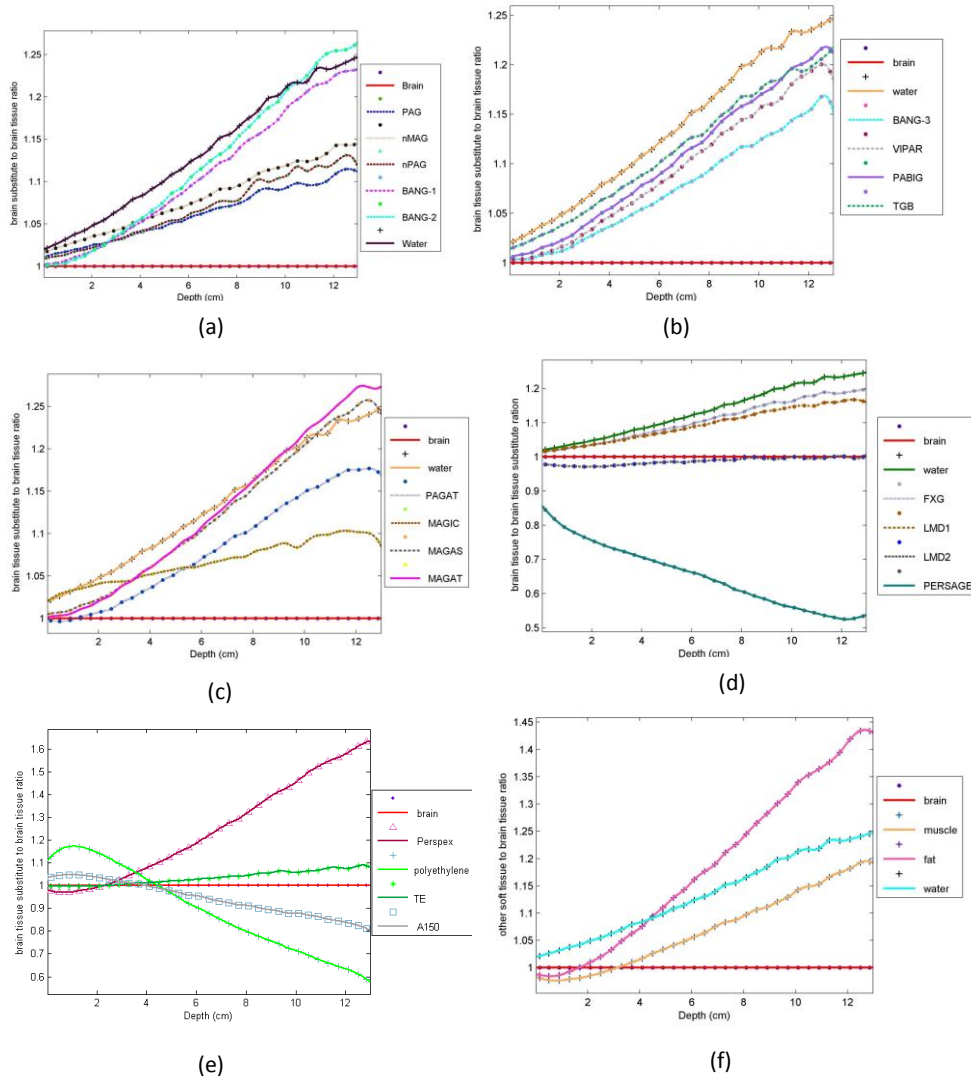
توزیع شار نوترون های حرارتی، دز نوترون های فوق حرارتی و دز گاما در فانتوم های مختلف و بافت نرم مورد مقایسه قرار گرفت. شکل ۲ توزیع مولفه های مذکور را در بافت مغز نشان می دهد. مقادیر مربوط به هر مولفه نسبت به مقدار بیشینه خودش نرمالیزه شده است.



شکل ۲- توزیع شار نوترون های حرارتی، دز نوترون های فوق حرارتی و دز گاما در بافت مغز. مقادیر مربوط به هر مولفه نسبت به مقدار بیشینه خودش نرمالیزه شده است.

۱,۳. توزیع شار نوترون های حرارتی

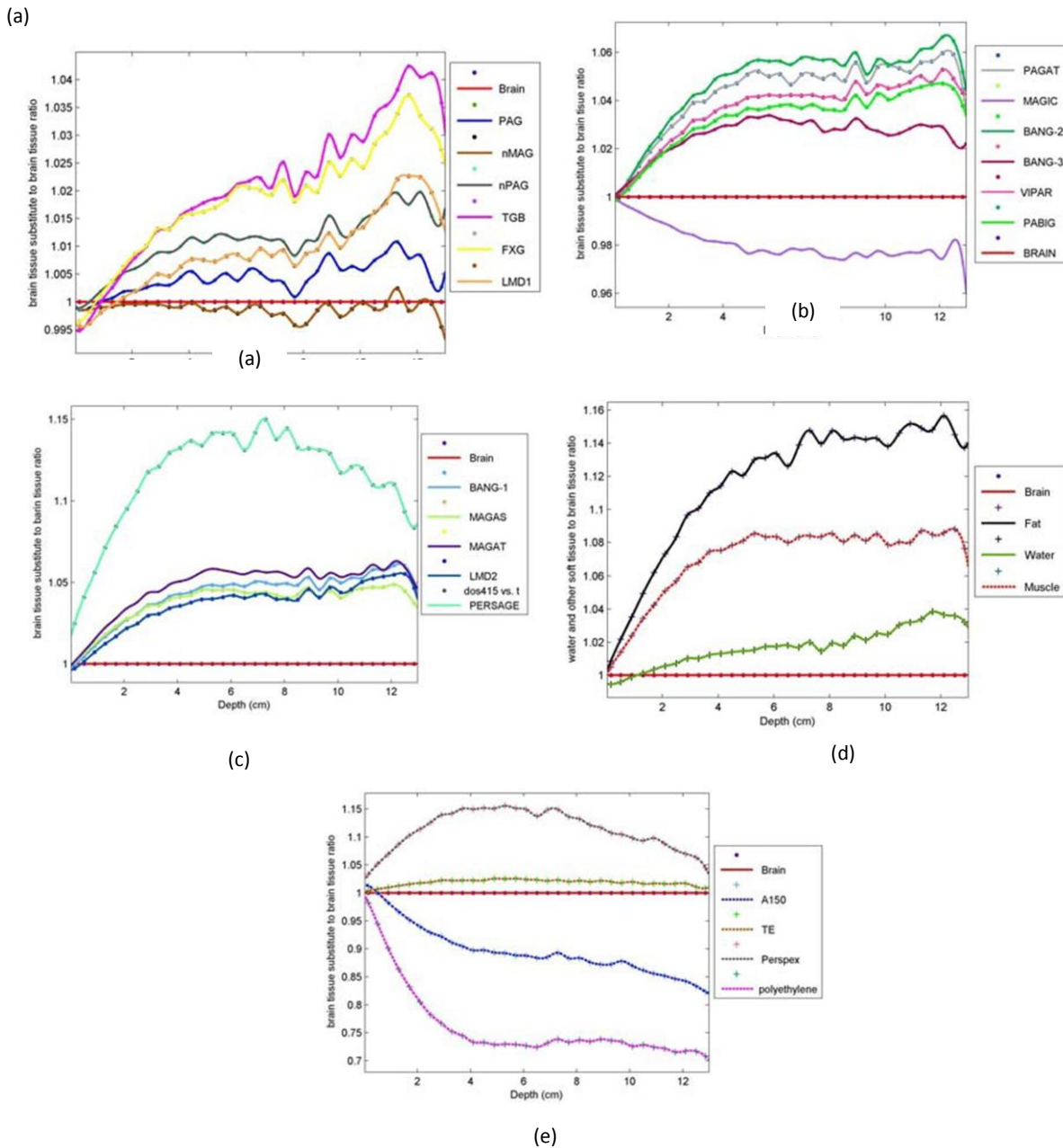
نسبت توزیع شار نوترون های حرارتی در فانتوم های مختلف به بافت مغز در شکل ۳ نمایش داده شده است. خطال آماری حاصل از محاسبات توسط کد MCNP^۵ برای تمام مواد کمتر از ۰/۷٪ بدست آمد. همانطور که در شکل مشاهده می شود بهترین و بدترین پاسخ به ترتیب مربوط به LMD^۲ و پلی اتیلن می باشند. به جز PERSAGE دیگر دزیمترهای ژلی عملکرد بهتری را بسبب به آب نشان می دهند. TE تا عمق ۴/۵ cm بهترین عملکرد را دارد و پس از آن LMD^۲ عملکرد بهتری را نشان می دهد.



شکل ۳- نسبت توزیع شار نوترون های حرارتی در فانتوم های معادل بافت مغز به بافت مغز.

۲.۳. توزیع دز نوترون های فوق حرارتی

شکل ۴ توزیع دز نوترون های فوق حرارتی در فانتوم های معادل بافت مغز به بافت مغز را نمایش می دهد. دزیمتر ژلی پلیمری nMAG با بیشینه اختلاف ۰/۴٪ در عمق ۷/۷ cm کمترین اختلاف را در توزیع دز نوترون های فوق حرارتی نسبت به بافت مغز از خود نشان می دهد.



شکل ۴- توزیع دز نوترون های فوق حرارتی در فانتوم های معادل بافت نسبت به بافت مغز

۱. بحث و بررسی

هرچند در محاسبات توزیع شار نوترون های حرارتی تا عمق $4/5$ cm TE تطابق بیشتری را با بافت نشان می داد، اما اختلاف کم LMD^2 با بافت مغز تا عمق $4/5$ cm و کمترین اختلاف در عمق های بالاتر در کنار مزایایی همچون سه بعدی بودن و یکی بودن فانتوم و دزیمتر، این دزیمتر زلی را از دیگر گزینه از دیدگاه توزیع شار نوترون های حرارتی ممتاز می کند. این تطابق با بافت مغز را می توان به اختلاف کم چگالی هیدروژن در دو فانتوم مذکور و بافت مغز و وجود عناصر جاذب ^{13}C و ^{16}O نسبت داد. حال آنکه اختلاف زیاد چگالی هیدروژن در پلی اتیلن و بافت مغز

سبب اختلاف عمده پاسخ (۳۴٪) به نوترون های حرارتی شد. نوترون های با انرژی فوق حرارتی بیشتر از طریق پس زنی پروتون دز خود را بر جای می گذارند. بیشترین اختلاف در توزیع دز نوترون های فوق حرارتی مربوط به PMMA و کمترین آن مربوط به فانتوم-دزیمتر ژلی nMAG بود. در محاسبه دز نوترون های فوق حرارتی، آنچه از اهمیت ویژه ای برخوردار است طیف نوترون های فوق حرارتی می باشد که این موضوع نیز به چگالی هیدروژن وابسته است. پس انتظار می رود برای اختلاف کمتر در توزیع دز نوترون های فوق حرارتی درصد هیدروژن و چگالی فانتوم، اختلاف کمی داشته باشند که فانتوم دزیمتر ژلی nMAG این موضوع را تامین می کند و این نظریه با پاسخ شبیه سازی نیز تطابق خوبی را نشان می دهد. فانتوم-دزیمترهای ژلی LMD^۱ و PAG نیز پاسخ های قابل قبولی را بدست دادند. در فانتوم های غیر ژلی TE پاسخ خوبی را بدست می داد. اما در بقیه موارد پاسخ فانتوم-دزیمترهای ژلی نسبت به فانتوم های غیر ژلی تطابق بیشتری با بافت مغز داشت.

۲. نتیجه گیری

با توجه به پاسخ بسیار مساعد دزیمتر ژلی LMD^۲ در تطابق توزیع شار نوترون های حرارتی و پاسخ قابل قبول این فانتوم-دزیمتر در توزیع دز نوترونهای فوق حرارتی، این دزیمتر کاندیدای مناسبی جهت کاربرد در BNCT در مقایسه با فانتوم های مرسوم مانند آب، پلی اتیلن و ... است.

منابع

۱. G. S. Ibbott. 'Application of gel dosimetry'. Journal of Physics Conference Series ۳, ۵۸-۷۷ (۲۰۰۴).
۲. C Baldock, Y De Deene, S Doran, G Ibbott, A Jirasek, M Lepage, K B McAuley, M Oldham, and L J Schreiner^۹. 'Polymer gel dosimetry'. Phys. Med. Biol. ۵, R1۵-R۶۳ (۲۰۱۰).
۳. A R Farajollahi, D E Bonnett, D Tattam, and S Greenk. 'The potential use of polymer gel dosimetry in boron neutron capture therapy'. Phys. Med. Biol. ۴۵, N۹-N۱۴ (۲۰۰۰).
۴. G. Gambarini, G. Bartesaghi, J. Burian, Carrara, Marek, Negri, L. Pirola, and Viererbl c. 'Fast-neutron dose evaluation in BNCT with Fricke gel layer detectors'. Radiation Measurements ۴۵, ۱۳۹۸-۱۴۰۱ (۲۰۱۰).
۵. G. Bartesaghi, J. Burian, G. Gambarini, M. Marek, A. Negri, and L. Viererbl. 'Evaluation of all dose components in the LVR-۱۰ reactor epithermal neutron beam using Fricke gel dosimeter layers'. Applied Radiation and Isotopes ۶۷, S۱۹۹-S۲۰۱ (۲۰۰۹).
۶. Jouni Uusi-Simola, Sami Heikkinen, Petri Kotiluoto, Tom Serén, Tiina Seppälä, Iiro Auterinen, and Sauli Savolainen. 'MAGIC polymer gel for dosimetric verification in boron neutron capture therapy'. Journal of Applied Clinical Medical Physics ۸ (۲) (۲۰۰۷).
۷. P. Sellakumar, E. James Jebaseelan Samuel, and Sanjay S. Supe. 'Water equivalence of polymer gel dosimeters'. Radiation Physics and Chemistry ۷۶, ۱۱۰۸-۱۱۱۵ (۲۰۰۷).
۸. MD Bethesda. 'Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement'. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) ۴۴. ۱۹۸۹.
۹. X-۵ Monte Carlo Team. MCNP—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version ۵, Volume I: Overview and Theory. Los Alamos National Laboratory, LA-UR-۰۳-۱۹۸۷ Los Alamos, N.M. ۲۰۰۳.