

**۴ و ۵ اسفند ماه ۱۳۸۹** منطقه هسته ای اصفهان



شرکت فرآوری اورانیوم و تولید سوخت هسته ای ایران ( فاتسا )

17<sub>th</sub>Iranian Nuclear Conference

طراحی و محاسبات شکل دهی به بیم نوترونی چشمه DTبرای ماکزیمم راندمان درBNCT

فرشاد فقیہی\*، سمیه خلیلی

دانشگاه شیراز، دانشکده مهندسی مکانیک، بخش مهندسی هسته ای

چکیدہ:

در تحقیق پیش رو ما از چشمه DTمرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز جهت شار نوترونی مناسب در ناحیه نیمه حرارتی برای BNCTستفاده نمودهایم.چشمه DTیک چشمه نوترون زا با شار نوترون<sup>8</sup>00×0.5exen/می باشدکه انرژی نوترون تولید شده تابعی از انرژی دوتریوم شتاب دار است. ماکزیموم دز لازم برای بافت محلی سالم طبق قراردادBNL بایستی کمتر از 12.5Gy-Eq باشد و حداقل دز دریافتی حدود BGy-Eq می باشد. همچنین زمان لازم برای پرتو گیری باید ۵۵ دقیقه باشد. با استفاده از کد نوترونی MCNPXو با سعی و خطای فراوان توانسته ایم بهترین شکل دهی را به نوترونهای چشمه آن مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز انجام دهیم. فلوی نوترونهای ترمال در عمق فانتوم سر را شبیه سازی نموده این که نتیجه آن توافق بسیار خوبی با مراجع دارد. همچنین تغییرات دوز بر حسب عمق فانتوم سر را نیز بدست آورده ایم.

#### ۱. مقدمه

BNCT هرچند یک پیشنهاد قدیمی برای درمان تومورهای بد خیم درون مغز است( که در عمق زیاد حدود ۸ سانتیمتر روئیده و ریسک جراحی زیاد است)، ولی هنوز مطالعات گسترده ایی روی آن انجام میگیردو اخیرا روش BNCT مورد توجه مراکز درمانی و پژوهشگران، مخصوصا در خارج از کشور ، به عنوان روشی جایگزین جراحی برای درمان تومورهای مغزی قرار گزفته است[5-1]. مسلما،BNCTمی تواند در مواردی خاص جایگزین روش های معمول درمان نظیر جراحی و شیمی درمانی و رادیوتراپی گردد. در شیمی درمانی ورادیوتراپی، تابش روی تمام نواحی اعم از معان درمان انظیر جراحی درمانی و معنور است]. مسلما،BNCTمی تواند در مواردی خاص جایگزین روش های معمول درمان نظیر جراحی و شیمی درمانی ورادیوتراپی گردد. در شیمی درمانی ورادیوتراپی، تابش روی تمام نواحی اعم از بافت سالم و سرطانی پخش می شودوبه بافت های سالم بدن آسیب جدی وارد می کند. در حالی که در روش BNCT و شیمی درمانی و درادیوتراپی که در موش در میمان ورادی در موارد که در حالی که در روش های معمول معان و سرطانی پخش می شده می درمانی ورادیوتراپی گردد. در شیمی درمانی ورادیوتراپی، تابش روی تمام نواحی اعم از BNCT و سیمی خراحی می می درمانی و در درمان در موارد که در موارد می کند. در حالی که در روش می کند. در حالی که در روش می کند. در حالی که در موش می درمانی و در درمان یک و در حالی که در روش می کند. در حالی که در روش روز تابش تنها روی سلول های حامل بورون تاثیر می گذارد در نتیجه آسیب کمتری به بافت های سالم می رسد. BNCT در طول دوره درمان یک یا دو بار به بیمار داده می شود در حالی آسیب کمتری به بافت های سالم می رسد. BNCT در طول دوره درمان یک یا دو بار به بیمار داده می شود در حالی که در روش رادیوتراپی حدود سی بار در طول شش هفته به بیمار داده می شود که این عامل مهمی در استقبال بیماران در استفاده از روش رادیوتراپی حدود سی بار در طول شش هفته به بیمار داده می شود که این عامل میمی در استقبال بیماران در استفاده از روش رادیوتراپی حدود سی بار در طول شش هسته ای آ $B(n, \alpha)^{T}Li$  می می در در می می در در می می در می مود که این عامل مهمی در استقبال بیماران در استفاده از روش رادیوتراپی حدود سی بار در طول شش هفته به بیمار داده می شود که این عامل مهمی در استقبال بیمار کرد.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>Boron Neutron Capture Therapy







شرکت فرآوری اورانیوم و تولید سوخت هسته ای ایران ( فاتسا )

7<sub>th</sub>Iranian Nuclear Conference



شکل ۱: شمای ساده ایی از واکنش بین نوترون وبور را نشان می دهد.

اتم های  $^{10}$  جاذب نوترون وغیر رادیو اکتیو بوده و غلظت آن ها به صورت انتخابی و با دز مشخص (با نظر پزشک)در سلول های تومور تزریق می شود.عنصر  $^{10}$ همراه با دارو ی مناسب به بیمار تزریق می گردد تا بتواند روی سلول های تومور تجمع کند.سپس نوترون هایحاصل از منابع مختلف (نظیر شتابدهنده – فیوژن – فیژن) پس از کند شدن به محدوده نوترون های حرارتی رسانده شده که بیشترین Cross Section را با بورون داشته باشد. ذرات بار دار تولید شده دارای انتقال انرژی خطی (LET) بالایی می باشند. بنابراین با آزاد کردن انرژی مناسب به محدوده نوترون های حرارتی رسانده شده که بیشترین Cross Section را با بورون داشته باشد. ذرات بار دار تولید شده دارای انتقال انرژی خطی (LET) بالایی می باشند. بنابراین با آزاد کردن انرژی جنبی خود در سلول های تومور باعث نابودی آن میگردند. با توجه به سطح مقطع جذب بورون، انرژی مناسب ملیف نوترونی قبل از رسیدن به مخچه در ناحیه نیمه حرارتی کند. با توجه به سطح مقطع جذب بورون، انرژی مناسب میف نوترونی قبل از رسیدن به مخچه در ناحیه نیمه حرارتی گردند. با توجه به سطح مقطع جذب بورون، انرژی مناسب شماتیک فرایند نمایش داده شده است. نوترونهای نیمه حرارتی گردند. با توجه به مطح مقطع جذب بورون، انرژی مناسب شماتیک فرایند نمایش داده شده است. نوترونهای نیمه حرارتی گسیل شده (مثلا از شتاب دهنده) وارد بافت شماتیک فرایند نمایش داده شده است. نوترونهای نیمه حرارتی گسیل شده (مثلا از شتاب دهنده) وارد بافت مخچه گردیده و لذا ترمال میگردند. میس با بورون تزریقی در حوالی تومور واکنش میکند و ذرات آلفا با انرژ ی 1.4700 کا ۲



**شکل ۲** : شمایی از تابش نوترون های حرارتی به تومور را نشان می دهد.

ذرات Li و ∞ تولید شده ذراتی با LET بالا هستند بطوری که انرژی خود را بترتیب در مسافت های ۴.۱ و۷.۷ میکرومتر آزاد می کنند. این مسافت ها قابل مقایسه با ابعاد یک تومور سرطانی می باشد. بنابراین منجر به غیر فعال سازی تومور سرطانی میشوند.







شرکت فرآوری اورانیوم و تولید سوخت هسته ای ایران ( فاتسا )

17<sub>th</sub>Iranian Nuclear Conference



**شکل ۳**:شمای دیگری از واکنش بین نوترون وبورونکه منجر به تولید ذره سنگین ∝ و Li می شود.

# ۲. واکنش های هسته ایی ودز مربوط به آن:

3

واکنش اصلی*(Li<sup>10</sup>B*(n,αمی باشد که ما از این به بعد دزبورون را با D<sub>B</sub>نمایش میدهیم. علاوه بر این، امکان واکنشها ی دیگر نیز وجود دارد:

ممکن است نوترون ورودی با نیتروژن موجود در بدن برخورد کند واز جذب نوترون ، تولید پروتون و <sup>14</sup> کند
که دز این واکنش را با *D*<sub>N</sub>نمایش میدهیم.

ممکن است نوترون با هیدروژن برخورد غیر الاسنیک کرده واز جذب نوترون ، دوتریوم وپرتو گاما (با انرژی تقریبا۰۴۸ Me۷ نیز گسیل شود که در شکل ۳ شماتیک آن نمایش داده شده است) تولید شود [ <sub>H(n,γ)d</sub>]که دز گامای این واکنش را با<sub>۲</sub>D نمایش میدهیم.

ممکن است نوترون ورودیباپروتون برخورد الاستیک انجام دهد که در اینصورت پروتون های پس زده تولید شده
دارای انرژی بالای 1KeVهستند وپروتون پس زده یا سریع را با دز D<sub>r</sub>نمایش میدهیم.

قرارداد محاسبات دز مرکز تحقیقات بروک هاون BMRRبرای محاسبه دز معادل کل در تومور وبافت های سالم بصورت زیر است [7]:

 $H_{total} = CF \times D_B + RBE_N \times D_N + RBE_r \times D_r + RBE_\gamma \times D_r \qquad (1)$   $\sum_{k=1}^{N} \sum_{k=1}^{N} \sum_{k=$ 





منطقه هسته ای اصفهان تولید سوخت هسته ای ایران شرکت فر آوری اورانیوم و تولید سوخت هسته ای ایران ( فاتسا )

17<sub>th</sub>Iranian Nuclear Conference

۴ و ۵ اسفند ماه ۱۳۸۹

•براى بافت سالم CF=1.3

•برای تومور CF=3.8

•براى بافت سالم غلظت B<sup>10</sup>بايستى 13ppm

•برای تومور غلظت<sup>10</sup>Bبایستی 45.5ppm باشد

• برای پروتون پس زده  $BE_r = 3.2$  و برای نیتروژن  $BE_N = 3.2$  برای دز گاما $PBE_r = 3.2$  ست.

هدف ما در این بخش تعیین مقدار بهینهپرتو نوترون برای درمان تومورهایی است که در عمق قرار دارند.بیشینه دز تابیده شده به تومور از رابطه <u>D<sub>tumor</sub> و</u> حداقل دز تابیده شده به تومور از رابطه <u>D<sub>skin</sub> بدست می D<sub>max,healthy</sub> tissue</sub> آید.بهینه سازی برای تومور هایی که در عمق تقریبا ۸ سانتی متری قرار دارند بصورت زیر است [**2**]:</u>

پرتو نوترون ایده ال برای این منظور باید دارای توزیع انرژی باشد که پیک آن حدود 10Kev است. در ضمن اگر انرژی پرتو نوترون بیش از 40*Kev*باشد پروتون های پس زده واکنش افزایش می یابد. واگر انرژی آن کمتر از 4*Kev* باشد نوترون ها به مرکز مغز نفوذ نمی کنند.حدود دزلازم برای درمان به شرح زیر می باشد [8]

•ماکزیموم دز لازم برای بافت محلی سالم طبق قراردادBNLبایستی کمتر از12.5Gy-Eq باشد و حداقل دز دریافتی(که معیار آن قرمز شدن پوست است)حدود 8Gy-Eq می باشد. همچنین زمان لازم برای پرتو گیری باید ۵۵ دقیقه باشد.

در تحقیق پیش رو ما از چشمه DTمرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز جهت شار نوترونی مناسب در ناحیه نیمه حرارتی برای BNCTاستفاده نمودهایم.چشمه DTیک چشمه نوترون زا با شار نوترون<sup>8</sup>00×6ncm<sup>2</sup>.sec5می باشدکه انرژی نوترون تولید شده تابعی از انرژی دوتریوم شتاب دار است. نوترون های تولید شده در چنین شتاب دهنده ایی می توانند انرژی در محدوده 14.10MeVداشته باشند.مزیت این چشمه استفاده از شتابدهنده های کوچک است. یون دوتریوم شتاب گرفته و با برخورد با تریتیوم نوترون وهلیوم تولید می کند.مزیت دیگر دارا بودن سطح مقطع بیشینه است که اجازه تولید نوترون های سریع با فراوانی بالا حتی با شتابدهنده های کوچک را می دهد.



شکل ۴: شماتیک کلی ازمراحل تولید نوترون،کند شدن آن و تابش آن به سر را نشان می دهد.







شرکت فرآوری اورانیوم و تولید سوخت هسته ای ایران ( فاتسا )

### 17<sub>th</sub>Iranian Nuclear Conference

نحوه کار همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده به این صورت است که دوتریم شتاب دار شده به تارگت تریتمی اصابت نموده واز واکنش دوتریوم وتریتیوم نوترون سریع با انرژی ۱۹۸۵۹و ذره α با انرژی ۳.۵Mevتولید می شود و شار نوترون<sup>8</sup>10×n/cm<sup>2</sup>.sec5 می باشد. آنگاه بوسیله یک کند کننده، نوترون اپی ترمال می شود. (با انرژی۱۰۰–۴۰ کیلو الکترون ولت) سپس این نوترون ها به سمت مغز هدایت شده وبعد از برخورد های متعدد در آنجا کند شده و وارد بافت تومور شده و با بورون تزریقی واکنش آلفا زاانجام می دهد.

۳. متودولوژی بهینه سازی و شکل دهی به بیم نوترونی<sup>۲</sup>

متودولوژی بهینه سازی و شکل دهی به بیم نوترونیتولید شده، با استفاده از Beam Shaping Assembly بایستی در محدوده انرژی ۲۰–۲۰ قرار گیرند. احتمال موفقیت روش BNCT به چگونگی طراحی مطلوب BSA توسط مهندسان هسته ای بستگی دارد.هدف اصلی ما در این تحقیق طراحی پرتوهای نوترون بهینه است که بتواند حداکثر دز را به تومور بر اساس اصول فیزیکی و معیار های ذکر شده در بخشهای پیشین انتقال دهد در عین حال حداقل پرتوگیری به بافت سالم صورت گیرد.آنچه برای ساخت پرتو های نوترونی با ساختار بهینه ضروریست استفاده از کند کننده، رفلکتور و فیلتر مواد با در نظر گرفتن ضخامت ها وقطرهای بهینه است.در این تحقیق از Iithiated الفلکتور واز گرافیت به عنوان کند کننده و یک استوانه سربی به عنوان تکثیر کننده نوترون و polyethylenee به موان کالیماتور استفاده شده است.



<sup>&</sup>lt;sup>2</sup>Beam Shaping Assembly (BSA)



با استفاده از کد نوترونی MCNPXو با سعی و خطای فراوان توانسته ایم بر اساس شکل ۵ بهترین شکل دهی را به نوترونهای چشمه DT مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز انجام دهیم که ورودی این کد در Appendix آمده است.



شکل ۶: فانتوم سر با اجزاء پوست ، استخوان جمجمه، مغز و تومور در سه جهت نمایش داده شده است.

## ٤. ارائه نتایج و نتیجه گیری

بر اساس ابعاد در نظر گرفته شده برای کند کننده و بازتابنده و کالیماتور (شکل ۵) ما خروجی نمایش داده شده در شکل ۷ را در روی فانتوم پوست سر (به شکل ۶ مراجعه کنید) بدست آورده ایم. همانطور که در شکی ۷ دیده میشود فلاکس نوترونی در بازه انرژی 4*KeV* ≤  $E_n \leq 10 KeV$ نسبتا ماکزیمم میشود که این نتیجه برای ما ایده آل است.



### شکل ۷: مقادیر تالی F1بر حسب انرژی نوترون در ورودی سر (ناحیه Skin در شکل ۲)

تا زمان ارائه این تحقیق ما موفق به بدست آوردن فلوی نوترونهای ترمال در عمق فانتوم سر گردیده ایم که نتیجه آن توافق بسیار خوبی با مراجع ۹ تا ۱۱ دارد. ما بر آنیم که تغییرات دوز بر حسب عمق فانتوم را نیز بدست آوریم که در زمان کنفرانس آن را ارائه می دهیم.



شکل ۸ فلوی نوترونهای ترمال در عمق فانتوم سر در فاصله ۴ سانتیمتری فلوی ترمال ماکزیمم شده است.

٥. مراجع

 N. Gupta, R. A. Gahbauer, T. E. Blue, B. Albertson, "Common Challenges and Problems in Clinical Trials of Boron Neutron Capture Therapy of Brain Tumours", *J.Neuro-Oncology*62, pp.197–210, (2003).
T. Blue, J. Yanch, "Accelerator-Based Epithermal Neutron Sources for Boron Neutron Capture

Therapy of Brain Tumor", J. Neuro-Oncology62, pp. 19–31, (2003).

[3] E. Durisi, A. Zanini, C. Manfredotti, F. Palamara, M. Sarotto, L. Visca and U. Nastasi, "Design of An Epithermal Column for BNCT Based on D–D Fusion Neutron Facility", *Nuclear Instruments and Method* **574** (2), pp. 363–396, (2007).

[4] IAEA Reports, "Current Status of Neutron Capture Therapy", IAEA-TECDOC-1223, International Atomic Energy Agency (IAEA), Vienna, Austria, 2001.

[5] N. Cerullo, J. Esposito, K.N. Leung and S. Custodero, "An Irradiation Facility for BNCT Application Based on A RF-Driven D–T Neutron Source And ANew Beam Shaping Assembly", Rev. Sci. Instruments**73** (10), pp. 3614–3618, (2002).\

[6] G. Martin and A. Abrahantes,"A Conceptual Design of ABeam-Shaping Assembly for Boron Neutron Capture Therapy Based on Deuterium–Tritium Neutron Generators", Med. Phys.**31**, pp. 1116–1122, (2004).

[7] Lecture on Boron Neutron capture Therapy, University of California at Berkeley, Dept. Nucl. Eng., URL:http://www.nuc.berkeley.edu/dept/Courses/NE-162/BNCT.pdf.

[8]H. Koivunoro,D. L. Bleuel, U. Nastasi, T. P. Lou, J. Reijonen,K. N. Leung, "BNCT dose distribution in liver with epithermal D-D and D-T fusion-based neutron beams", Lawrence Berkeley National Laboratory, Berkeley, CA 94720, USA, URL:http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15308157.

[9]I. Kato, K. Ono, Y. Sakurai, M. Ohmae, A. Maruhashi, Y. Imahori, M. Kirihata, M. Nakazawa, and Y. Yura, "Effectiveness of BNCT for Recurrent Head and Neck Malignancies", Applied Radiation and Isotopes Topics in Neutron Capture Therapy: Proceedings of the Eleventh World Congress on Neutron Capture Therapy (ISNCT-11), 61, (5), 1069-1073 (2004).

[10]W.S. Kiger III, A.G. Hochberg, J.R. Albritton, and X.-Q. Lu, "Development of A Multimodal Monte Carlo Radiotherapy Planning System", EleventhWorld Congress on Neutron Capture Therapy, edited by J.A. Coderre, M.J. Rivard, H. Patel et al. (Waltham, MA, 2004), p. 50.

[11]James R.Albritton, PhD Thesis, MIT, Department of Nucl. Engineering, September 2009, URL: http://dspace.mit.edu/handle/1721.1/57683.