

انتخاب چشمه نوترونی قابل ساخت در کشور برای درمان BNCT

سمانه سیفی^۱، فائزه رحمانی^{۲*}، فرشاد قاسمی^۲، حسین توکلی‌عنبران^۱

^۱ دانشگاه صنعتی شاهرود، دانشکده فیزیک، گروه فیزیک هسته‌ای

^۲ دانشگاه شهیدبهبشتی، دانشکده مهندسی هسته‌ای، گروه کاربرد پرتوها

چکیده

ملزومات درمان با BNCT، چشمه نوترون برای تولید باریکه درمانی با انرژی مناسب و شار نوترونی کافی است. در این مقاله انواع چشمه‌های نوترونی به طور کامل مورد بررسی قرار گرفته و در نهایت با توجه به شار نوترونی قابل تولید و طیف آن، قابلیت ساخت در کشور، امکان نصب در بیمارستان و ... مناسبترین چشمه نوترونی انتخاب شده است. چشمه پیشنهادی، شتاب دهنده الکترون ۱۴-ILU (انرژی ۱۰ MeV و جریان الکترونی متوسط ۱۰ mA) است. محاسبات مبتنی بر تجربه نشان داد با استفاده از شکل دهنده متداول، شار نوترون فوق حرارتی حدود $3 \times 10^{10} n/cm^2.s$ قابل دستیابی است. این مقاله برای اولین بار پیشنهاد استفاده از این نوع شتابدهنده برای BNCT ارائه می‌دهد.

کلمات کلیدی: شتابدهنده ذرات، شتابدهنده الکترون، BNCT، نوترون فوق حرارتی

مقدمه

BNCT به عنوان یک روش درمانی بر مبنای واکنش گیراندازی نوترون حرارتی در بور، تنها روش مؤثر برای درمان برخی تومورها نظیر گلیوبلاستوما (Glioblastoma) محسوب می‌شود که برای درمان تومورهای مغزی از نوترون‌های فوق حرارتی ($10\text{keV} < E < 1\text{eV}$) استفاده می‌کند. برای تولید نوترون درمانی باید از چشمه‌های نوترونی مناسب استفاده کرد. یکی از الزامات درمانی بر اساس اسناد IAEA، شار نوترون فوق حرارتی کافی است که به عنوان شار درمانی معرفی می‌شود [۱]. در این پژوهش به دنبال معرفی چشمه‌ای مناسب برای روش درمانی BNCT با توجه به توانایی‌ها و امکانات موجود در کشور هستیم. به‌طور کلی برای تولید نوترون از چشمه‌هایی چون راکتورهای هسته‌ای، شتابدهنده‌ها، ژنراتورهای نوترون و چشمه‌های رادیوایزوتوپی استفاده می‌شود. در حال حاضر دو راکتور تحقیقاتی تهران و راکتور در حال ساخت اراک اولین گزینه‌های موجود برای BNCT در کشور محسوب می‌شوند که هر دو گزینه قابلیت کاربرد تحقیقاتی دارند و برای ورود به فاز درمانی مناسب نخواهند بود. از دلایل آن می‌توان (۱) عدم پذیرش افکار عمومی در استفاده از راکتور برای درمان، (۲) هزینه زیاد راه‌اندازی و کار با راکتور، (۳) زیاد بودن آلودگی گاما نسبت به سایر چشمه‌ها و (۴) آلودگی نوترون و گاما حتی پس از خاموشی راکتور اشاره کرد. ایزوتوپ ^{252}Cf ($2/31 \times 10^9$ نوترون در هر ثانیه با متوسط انرژی ۲/۱ MeV به ازای هر میکروگرم) به دلیل نیمه عمر کوتاه (۲/۶۴ سال) به طور پیوسته مصرف شده و نیاز به جایگزینی پیوسته دارد، لذا مقرون به صرفه نیست [۲ و ۱]. ژنراتورهای نوترون که بر مبنای واکنش D-T و D-D کار می‌کنند، در واقع نوعی شتابدهنده کوچک هستند که در هر دو مد پیوسته و پالسی، جریان خیلی کمی دارند و در مقایسه با دیگر چشمه‌ها بسیار گران هستند. نوترون‌های تولیدی طی واکنش D-T، D-D به ترتیب ۱۴ MeV و ۲/۵ MeV انرژی دارند که در نهایت به ترتیب 10^8 و 10^9 نوترون در هر ثانیه (با توزیع زاویه ای) تولید می‌کنند، در نتیجه با احتساب تضعیف نوترونی فضایی و نیز تضعیف (حداقل 10^3 بار تضعیف)

طی کندکنندگی، شار نوترونی برای درمان کافی نخواهد بود [۳]. بنابراین از میان چشمه‌های فوق، شتابدهنده‌ها علاوه بر اینکه معایب فوق را ندارند، در بیمارستان‌ها نیز قابل نصب هستند، لذا گزینه مناسبی برای BNCT محسوب می‌شوند.

روش کار

با توجه به آنچه در مقدمه بیان شد، به بررسی انواع شتابدهنده‌ها به عنوان چشمه مناسب برای BNCT پرداخته می‌شود. علاوه بر مزایای عمومی ذکر شده، در سالهای اخیر زیرساخت‌های تولید شتابدهنده نیز در کشور فراهم شده است، بنابراین امکان استفاده از این چشمه در مقایسه با سایر چشمه‌ها بیشتر است. در تولید نوترون با استفاده از باریکه ناشی از شتابدهنده‌های یونی معمولاً از واکنش‌های خاصی استفاده می‌شود تا حداقل شار نوترون فوق حرارتی برای درمان قابل تأمین باشد. متداول‌ترین واکنش‌ها در جدول (۲) آورده شده‌اند. از میان واکنش‌های جدول (۲) متوسط انرژی نوترون‌های تولیدی در واکنش ${}^6\text{Li}(p,n){}^3\text{He}$ کمتر و در نتیجه به واسطه نیاز به کند سازی کمتر در شکل‌دهنده، مناسب‌تر است. مشکل اصلی استفاده از این واکنش به ویژگی‌های مکانیکی و حرارتی لیتیم باز می‌گردد. برای افزایش نقطه ذوب هدف، از ترکیبات لیتیم‌دار استفاده می‌شود که بهره تولید نوترون را تا نصف کاهش می‌دهند [۴]. واکنش ${}^9\text{Be}(p,n){}^8\text{B}$ سیستم خنک‌کنندگی پیچیده‌ای نیاز ندارد و آستانه اندرکنش آن نیز پایین است. طی این واکنش شار نوترونی بیشتر با انرژی بالاتر تولید می‌شود، لذا نیازمند کندسازی بیشتری است که منجر به افزایش جذب در کندکننده می‌شود [۵]. اما با این وجود با استفاده از شکل‌دهنده مناسب می‌توان باریکه‌ای تولید کرد که برای استفاده از این واکنش الزامات درمانی را برآورده کند. واکنش با کربن در مقایسه با دو واکنش ذکر شده شار نوترونی کمتری با انرژی بیشتر تولید می‌کند، اما مزیت آن این است که محصولات سمی تولید نمی‌شود (بور عنصری سمی است) و نقطه ذوب هدف بالا است با این وجود کمتر به کار برده می‌شوند. در میان واکنش‌های ذکر شده، برهمکنش پروتون با لیتیم با تعبیه سیستم خنک‌کنندگی مناسب برای هدف، بهترین گزینه است [۶]. شتابدهنده‌های یون که تاکنون در بخش تحقیقات ساخته و به عنوان چشمه در BNCT امکان‌سنجی و آزمایش شده‌اند، عموماً از انواع ESQ (Electrostatic Quadrupole)، RFQ (Radio Frequency Quadrupole) و سیکلوترون‌های کوچک بیمارستانی هستند. با توجه به حدود شار نوترونی مورد نیاز $10^9 \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ و با تقریب مرتبه تضعیف باریکه نوترونی در حدود 10^3 تا 10^4 مرتبه طی شکل‌دهی لازم است $10^{12} \text{ n.cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ نوترون در خروجی هدف تولید شود [۷]. در نتیجه با توجه به آهنگ تولید نوترون مطابق جدول (۲)، حداقل جریان متوسط شتابدهنده باید چند ده میلی‌آمپر باشد. از طرفی چون برای درمان به شتابدهنده‌ای نیاز است که ابعاد آن با ابعاد اتاق درمان بیمارستان مطابقت داشته و هزینه ساخت و نگهداری آن نیز معقول باشد، انرژی شتابدهنده نمی‌تواند از محدوده چند ده MeV بیشتر شود، لذا در ادامه به بررسی شتابدهنده‌های پروتونی جریان پیوسته و انرژی مناسب پرداخته شده است. البته توجه به این نکته لازم است که هر گروه تحقیقاتی با توجه به امکانات و توانایی‌های خود به بررسی چشمه‌های نوترون پرداخته‌اند. به عنوان مثال: سیکلوترون HM-۳۰ در ژاپن با جریان ۱/۱ mA از پروتون‌های ۳۰ MeV و هدف بریلیم، شار نوترون فوق حرارتی معادل $10^9 \times 1/2$ تولید می‌کند که علاوه بر ابعاد مناسب آن برای کاربرد بیمارستانی، سایر پارامترهای درمانی را نیز برآورده می‌کند. مشکل اصلی در استفاده از چنین چشمه‌ای، هزینه بالای ساخت آن است که بیشتر به استفاده از مگنت‌های دوران‌دهنده ذرات مورد استفاده

در سیکلوترون، باز می‌گردد. در کشورهایی که چنین ابزاری در اختیار دارند، امکان‌سنجی استفاده از آن برای BNCT با موفقیت گزارش شده است [۸]. شتابدهنده ESQ با اعمال میدان الکتروستاتیکی می‌تواند در مدت زمان طولانی تا ۱۰۰ mA جریان پیوسته‌ی پروتون با انرژی ۲/۵ MeV تولید کند که چنین باریکه‌ای برای استفاده در BNCT مناسب است [۹]. در سال ۲۰۰۶ گزارشی از ساخت شتابدهنده TESQ که از تلفیق شتابدهنده تاندم و ESQ به منظور کاهش ولتاژ مصرفی شتابدهنده به دست آمده بود، چاپ شد [۱۰]. جدول (۲) برخی واکنش‌های مورد استفاده در شتابدهنده‌های مناسب برای BNCT [۱۱]

نقطه ذوب هدف (C°)	بیشینه انرژی نوترون تولیدی (MeV)	متوسط انرژی نوترون تولید شده (MeV)	آهنگ تولید نوترون ($n.s^{-1}.mA^{-1}$)	انرژی باریکه فرودی (MeV)
۱۸۱	۰/۷۸	۰/۵۵	$۸/۹ \times 10^{11}$	۲/۵
۱۲۸۷	۲/۱۲	۱/۰۶	۱×10^{12}	۴
۱۲۸۷	۵/۸۱	۲/۰۱	$۲/۱ \times 10^{11}$	۱/۵
۳۵۵۰	۶/۷۷	۱/۰۸	$۱/۸ \times 10^{11}$	۱/۵

این چشمه خیلی زود برای BNCT مورد استقبال قرار گرفت. شتابدهنده‌های جریان بالا، RFQ به واسطه ساختار الکترودی به کار رفته در آنها و قابلیت تولید باریکه‌ای بسیار متمرکز، مورد توجه قرار گرفته‌اند. این شتابدهنده در میان سایر شتابدهنده‌های پروتونی کوچکتر و کم هزینه‌تر است و در میان انواع شتابدهنده رادیو فرکانسی، از لامپ کلاسترون برای تولید میدان RF استفاده نمی‌کند، بنابراین ارزان‌تر است. این شتابدهنده، جریان پیوسته پروتونی در حدود ۳۰ mA با انرژی حدود ۲ MeV تولید می‌کند [۱۲]. شتابدهنده دیگری که برای BNCT توسط یک گروه بلژیکی مورد بررسی و آزمایش قرار گرفت، دینامیترون (Dynamitron) است. این شتابدهنده در ابتدا چشمه تولید الکترون بود، ولی با ایجاد تغییراتی، اکنون قادر است جریان پروتونی ۲۰ mA با انرژی ۳ MeV را تولید کند. با استفاده از این شتابدهنده بیشینه نوترون‌های فوق حرارتی با استفاده از هدف لیتیومی $2 \times 10^9 n cm^{-2}.s^{-1}$ گزارش شده است. این سیستم هم‌اکنون ساخته شده است ولی مشکل آن نیاز به تعویض ماهیانه هدف لیتیومی است [۱۳]. سایر شتابدهنده‌های یونی الزامات IAEA و نیز لزوم مقرون به صرفه بودن را برآورده نمی‌کنند. در نوع دیگر شتابدهنده‌ها، یعنی شتابدهنده‌های الکترونی فرایند تولید نوترون طی دو مرحله: (۱) برخورد الکترون‌ها با هدف فوتونی با عدد اتمی بالا و تولید فوتون تابش ترمزی، (۲) برخورد فوتون‌های تولیدی با هدف فوتونوترونی مناسب (با سطح مقطع تولید نوترون و آستانه اندرکنش مناسب برای این واکنش) انجام می‌شود. استفاده از هدف‌هایی با آستانه انرژی کمتر در تولید فوتونوترون می‌تواند باعث افزایش کارایی تولید نوترون از الکترون شود [۱۴]. اگرچه فرایند تولید فوتونوترون در مقایسه با سایر روش‌های مبتنی بر استفاده از یون‌ها و پروتون‌های پرانرژی بازدهی پایین‌تری دارد، ولی قابل اعتماد بودن، کم هزینه بودن ساخت و نگهداری، کوچک بودن سیستم، کم خطر بودن و سادگی کار با این ابزار باعث شده که به عنوان چشمه‌ای مناسبی برای BNCT در بیمارستان مورد استقبال قرار گیرد [۱۵]. در میان شتابدهنده‌های الکترونی، شتابدهنده‌های خطی بیمارستانی در قیاس با سایر شتابدهنده‌ها، ابعاد کوچکی دارند و متوسط جریان پالسی آنها کم است (در حد چند میکروآمپر)، لذا در نهایت شار نوترونی کمی تولید می‌کنند. به عنوان مثال شار نوترونی از لینک پزشکی ۲۰ MeV به ازای هر میکروآمپر جریان متوسط الکترونی،

$2/67 \times 10^{16} n.cm^{-2}.s^{-1}$ است (اگر آهنگ تولید نوترون به ازای هر الکترون به طور متوسط 10^{-3} باشد) که با طراحی شکل دهنده طیف مناسب حداکثر شار نوترون فوق حرارتی $8/19 \times 10^{10} n.cm^{-2}.s^{-1}$ خواهد شد [۱۶]. همه شتابدهنده‌های پالسی با جریان متوسط در حد میکروآمپر، نتیجه مشابهی خواهند داشت. البته در صورت کاهش انرژی باریکه الکترون، شار نوترونی باز هم افت می‌کند. در این پژوهش، برای افزایش شار نوترون‌های فوق حرارتی و کاهش زمان درمان، شتابدهنده‌های با جریان پیوسته بررسی شدند. این شتابدهنده‌ها در حوزه صنعتی قرار می‌گیرند. به طور کلی سه نوع شتابدهنده صنعتی با انرژی بالای ۸ MeV (آستانه انرژی فوتونوترونی) وجود دارند که عبارتند از شتابدهنده صنعتی خطی، شتابدهنده صنعتی رودترون و شتابدهنده ILU. شتابدهنده‌های صنعتی خطی با وجود توان بالا نسبت به انواع شتابدهنده‌های خطی پزشکی، همچنان قادر به تأمین جریان بالا و مناسبی برای این کار نیستند. حداکثر توان این شتابدهنده‌ها برای محدوده انرژی الکترونی ۱۰-۱۵ MeV از ۲۵ kW یعنی جریان متوسط زیر ۳ mA تجاوز نمی‌کند، اما دو نوع دیگر شتابدهنده‌های صنعتی قادرند باریکه‌ای با انرژی ۱۰ MeV و جریان ۱۰ mA ارائه دهند. تجربه استفاده از شتابدهنده رودترون در ایران وجود دارد و حتی گام‌هایی موفق در ساخت آن نیز برداشته شده است، اما مدل مناسب این شتابدهنده که قادر به تأمین جریان الکترونی ۱۰ mA با انرژی ۱۰ MeV باشد هزینه تمام شده خرید یا ساخت بالایی دارد. پیشنهاد ما در این پژوهش استفاده از شتابدهنده جریان پیوسته الکترون از نوع ILU است که کمتر شناخته شده است، اما مزیت‌های زیادی دارد. این نوع شتابدهنده‌های الکترون، با مدل‌های مختلف شامل انرژی و توان‌های گوناگون است، که پیشنهاد ما استفاده از مدل ILU-۱۴ است که ویژگی‌های آن در جدول (۳) آمده است. این شتابدهنده گزینه پیشنهادی مناسبی به عنوان چشمه بهینه تولید نوترون به منظور تأمین چشمه درمانی BNCT در کشور است، زیرا (۱) ابعاد آن برای استفاده در بیمارستان قابل قبول است، (۲) با توجه به تجربیات موجود، فناوری ساخت آن در کشور وجود دارد، (۳) هزینه تمام شده ساخت آن مقرون به صرفه است (هزینه کمتر از ۱/۳ قیمت رودترون)، (۴) جریان باریکه الکترون ILU-۱۴ ۱۰ mA و عدد اتمی Z از رابطه (۱) محاسبه می‌شود:

$$I \approx \frac{Z^2}{M^2} \quad (1)$$

اگر به طور متوسط به ازای هر الکترون فرودی (بدون در نظر گرفتن انرژی) حدوداً ۱ تا ۲ فوتون تولید شود و در ادامه، در برخورد این فوتون‌ها با هدف فوتونوترونی، نوترون تولید شود، تعداد نوترون‌ها از رابطه (۲) و انرژی فوتونوترون‌ها از رابطه (۳) قابل محاسبه خواهد بود. (M جرم اتمی، φ_e نرخ الکترون فرودی (e/s)، N_0 عدد آووگادرو، ρ چگالی، t ضخامت هدف و σ_T سطح مقطع کل تولید فوتونوترونی است) [۱۵-۱۶]:

$$\varphi_n = N_0 \rho t \cdot \sigma_T(E) \cdot \varphi_e / M \quad (n.s^{-1}) \quad (2)$$

$$E_n = \frac{M-1}{M} \left[\kappa - E_{s(\gamma,n)} - \frac{\kappa^2}{1862(M-1)} \right] + \kappa \left[\frac{2(M-1)(\kappa - E_{s(\gamma,n)})}{931M^3} \right]^{\frac{1}{2}} \cos \theta \quad (3)$$

κ انرژی فوتون فرودی، M عدد اتمی هدف، $E_{s(\gamma,n)}$ انرژی آستانه واکنش، θ زاویه گسیل فوتونوترون نسبت به الکترون فرودی است. با انتخاب هدف فوتونوترونی مناسب به طور متوسط به ازای هر فوتون برخوردی با هدف در حدود 10^{-3} نوترون با متوسط انرژی 100keV - 1MeV تولید می‌شود.

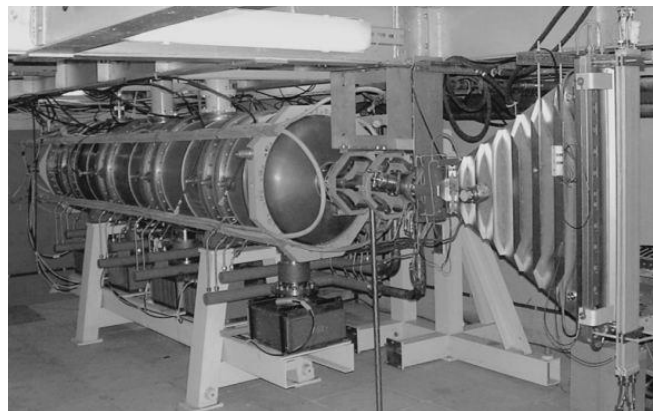
جدول (۳) مشخصات شتابدهنده ILU-۱۴ [۱۷]

نوع شتابدهنده	انرژی الکترون MeV	توان باریکه kW	بیشینه ولتاژ MV	بیشینه جریان پالس باریکه mA	پهنای پالس
ILU-۱۴	۷/۵-۱۰	۱۰۰	۷/۵	۶۰۰	$\mu s 20$

با لحاظ کردن شکل دهنده طیف مناسب، شار نوترون به طور متوسط 10^4 بار نوترون، تضعیف می‌شود، لذا به ازای 16×10^{16} الکترون در ثانیه (معادل با ۱۰ میلی آمپر) 3×10^9 نوترون فوق حرارتی در خروجی شکل دهنده طیف خواهیم داشت که تامین کننده مقدار مورد نیاز است.

نتیجه گیری

هدف این مقاله معرفی یک چشمه نوترونی مناسب برای روش BNCT است، طوری که در داخل کشور قابل تهیه و در بیمارستان قابل نصب باشد. راکتورها به عنوان چشمه‌های قوی نوترونی به علت عدم قابلیت نصب در بیمارستان‌ها، چشمه‌های رادیوایزوتوپی به دلیل مقرون به صرفه بودن و نیاز به جایگزاری پیوسته، ژنراتورهای نوترون به علت ابعاد بزرگ و عدم تامین شار نوترونی کافی برای درمان، به عنوان چشمه‌های قابل دستیابی با توجه به قابلیت‌های موجود در کشور مزیتی برای بررسی ندارند. شتابدهنده‌های یونی و الکترونی دو گزینه مطرح در این زمینه‌اند. شتابدهنده الکترون در مقایسه با شتابدهنده یونی به دلیل هزینه کمتر، ابعاد کوچکتر، فناوری ساخت قابل حصول به توجه به زیرساخت‌های موجود در زمینه شتابدهنده، مناسب‌تر است. در میان شتابدهنده‌های الکترون، با توجه به فرایند کم‌بازده تولید نوترون، نیاز به شتابدهنده‌ای با جریان متوسط بالای الکترون است. از میان انواع شتابدهنده‌ها، ILU-۱۴ با انرژی ۱۰ MeV و توان ۱۰۰ kW گزینه مناسبی است. با توجه به تجربیات موجود، محاسبات تقریبی و کارهای انجام شده بر روی فرایند تولید تابش ترمزی، نشان می‌دهد که با استفاده از ILU-۱۴ تولید فوتون نوترون و عبور طیف از شکل دهنده طیف، شار نوترون فوق حرارتی $10^9 n \cdot cm^{-2} \cdot s^{-1}$ قابل دستیابی خواهد بود. شکل (۱) نمونه‌ای از شتابدهنده ILU-۱۴ را نشان می‌دهد. این شتابدهنده از ابعاد قابل قبولی برای استفاده در بیمارستان‌ها برخوردار است.



شکل (۱) شتابدهنده ILU-۱۴

مراجع

- [۱] J.C.Yanch, J.K. Kim, M.J.Wilson "Design of a californium based epithermal neutron beam for neutron capture therapy" *Physics in Medicine and Biology*, ۳۸, ۱۱۴۵-۱۱۵۵ (۱۹۹۳).

- [۲] R.C. Martin, J.B. Knauer, P.A. Balo "Production, distribution and applications of californium- ^{252}Cf neutron sources" Applied Radiation and Isotopes, ۵۳, ۷۸۵-۷۹۲ (۲۰۰۰).
- [۳] E. Durisi, A. Zanini, C. Manfredotti, F. Palamara, M. Sarotto, L. Visca, U. Nastasi "Design of an epithermal column for BNCT based on D-D fusion neutron facility" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, ۵۷۴, ۳۶۳-۳۶۹ (۲۰۰۷).
- [۴] B. Bayanov, V. Belov, S. Taskaev, "Neutron producing target for accelerator based neutron capture therapy" Journal of Physics: Conference Series ۴۱, ۴۶۰-۴۶۵ (۲۰۰۶).
- [۵] M.E. Capoulat, D.M. Minsky, A.J. Kreiner "Applicability of the $^9\text{Be}(d,n)^{10}\text{B}$ reaction to AB-BNCT skin and deep tumor treatment" Applied Radiation and Isotopes ۶۹, ۱۶۸۴-۱۶۸۷ (۲۰۱۱).
- [۶] A.A. Burlon, A.J. Kreiner, A. Valda "Accelerators and Neutron Capture Therapy" AIP Conference Proceedings, ۶۳۰(۱), ۵۴ (۲۰۰۲).
- [۷] D.M. Minsky, A.J. Kreiner, A.A. Valda "AB-BNCT beam shaping assembly based on $^7\text{Li}(p,n)^7\text{Be}$ reaction optimization" Applied Radiation and Isotopes, ۶۹, ۱۶۶۸-۱۶۷۱ (۲۰۱۱).
- [۸] H. Tanaka, Y. Sakurai, M. Suzuki, S. Masunaga, T. Mitsumoto, K. Fujita, G. Kashino, Y. Kinashi, Y. Liu, M. Takada, A. Maruhashi "Experimental verification of beam characteristics for cyclotron-based epithermal neutron source (C-BENS)" Applied Radiation and Isotopes, ۶۹, ۱۶۴۲-۱۶۴۵ (۲۰۱۱).
- [۹] J.W. Kwan, O.A. Anderson, L.L. Reginato, M.C. Vella, S.S. Yu "A ۲,۰ MeV electrostatic quadrupole DC accelerator for BNCT application" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, ۹۹(۱), ۷۱۰-۷۱۲ (۱۹۹۵).
- [۱۰] A. J. Kreiner, J.W. Kwan, A. A. Burlon, H. Di Paolo, E. Henestroza, D. Minsky, A. Valda, M. Debray, H. R. Somacal "A Tandem-electrostatic-quadrupole for accelerator-based BNCT" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, ۲۶۱, ۷۵۱-۷۵۴ (۲۰۰۷).
- [۱۱] K.J. Kyung, K. Kyung-o "Current Research On Accelerator-Based Boron Neutron Capture Therapy In Korea" Nuclear Engineering And Thechnology, ۴۱(۴), ۵۳۱-۵۴۴ (۲۰۰۹).
- [۱۲] R. Terlizzi, N. Colonna, E. Bisceglie, P. Colangelo, S. Marrone, A. Raino, G. Tagliente, V. Variale "Feasibility of an epithermal neutron source for BNCT based on RFQ accelerator" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B, ۲۱۳, ۲۱۰-۲۱۳ (۲۰۰۴).
- [۱۳] E. Forton, F. Stichelbaut, A. Cambriani, W. Kleeven, J. Ahlback, Y. Jongen "Overview of the IBA accelerator-based BNCT system" Applied Radiation and Isotopes, ۶۷, S۲۶۲-S۲۶۵ (۲۰۰۹).
- [۱۴] F. Rahmani, M. Shahriari, "Hybrid photoneutron source optimization for electron accelerator-based BNCT" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, ۶۱۸, ۴۸-۵۳ (۲۰۱۰).
- [۱۵] V.C. Petwal, V.K. Senecha, K.V. Subbaiah, H.C. Soni, S. Kotaiah "Optimization studies of photo-neutron production in high-Z metallic targets using high energy electron beam for ADS and transmutation" journal of physics, ۶۸(۲), ۲۳۵-۲۴۱ (۲۰۰۷).
- [۱۶] F. Rahmani, M. Shahriari, A. Minoochehr, H. Nedaie "Feasibility study on the use of uranium in photoneutron target and BSA optimization for Linac based BNCT" Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, ۶۴۱, ۱۳۶-۱۴۰ (۲۰۱۱).
- [۱۷] A. A. Bryazgin, V. I. Bezuglov, E. N. Kokin, M. V. Korobeinikov, G. I. Kuznetsov, I. G. Makarov, G. N. Ostreiko, A. D. Panfilov, V. M. Radchenko, G. V. Serdobintsev, A. V. Sidorov, V. V. Tarnetsky, M. A. Tiunov, B. L. Faktorovich, K. N. Chernov, V. G. Cheskidov "ILU-۱ Industrial Electron Linear Accelerator with a Modular structure" Instruments and Experimental Techniques, ۵۴(۳), ۲۹۵-۳۱۱ (۲۰۱۱).