

بررسی اثر انرژی منبع پرتوهای نوترونی به منظور کاربرد در BNCT و اهداف تشخیصی

جمال امیری*، سیامک درخشان، شهین امیری

چکیده

جمال امیری*

مربی، گروه رادیوتراپی و پزشکی هسته‌ای،
دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی
کردستان، سنندج، ایران (نویسنده
مسئول) amirijamal123@yahoo.com

دکتر سیامک درخشان

استادیار، گروه رادیوتراپی و پزشکی
هسته‌ای، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم
پزشکی کردستان، سنندج، ایران

شهین امیری

گروه زیست شناسی، اداره آموزش و
پرورش ایوان، ایلام، ایران

دریافت: ۹۵/۱/۲۰

پذیرش: ۹۵/۶/۱۶

مقدمه و هدف: از برهم کنش نوترون‌ها با عناصر سبک در فعال‌سازی نوترونی (NAA)، نوترون تراپی (BNCT) ... استفاده می‌شود. جهت استفاده بهینه از نوترون‌ها، باید طیف انرژی آنها را متناسب اهداف کاربردی شکل‌دهی نمود. هنگامیکه نوترون‌تراپی انجام می‌شود، عناصر سبکی که در محل درمان قرار دارند فعال شده و پرتو گامای آبی حاصل، برای هر یک از عناصر دارای مقدار مشخصی می‌باشد که با استفاده از آن مقدار کمی عنصر در محل قابل اندازه‌گیری است. در این مقاله، اثر طیف انرژی بر روی فعال‌سازی نوترونی که در نوترون تراپی استفاده می‌شود مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روشها: از نرم‌افزار MCNP جهت شبیه‌سازی استفاده شد. ابتدا انواع طیف‌های نوترونی موجود مانند نوترون‌ژنراتور (۱۴MeV) و طیف حاصل از راکتور و چشمه‌های ایزوتوپی بررسی شدند. طیف حاصل از این چشمه‌ها با استفاده از نرم‌افزار MCNP شبیه‌سازی شد. با توجه به قابلیت این نرم‌افزار در ترابرد نوترون و سایر ذرات و اندازه‌گیری شار گامای حاصل از آنها، بهینه‌ترین طیف انرژی نوترونی که بهترین طیف گاما برای شناسایی عناصر ^{۱۲}C، ^{۱۳}C، ^{۱۴}C، ^{۱۵}N، ^{۱۶}O، ^{۱۷}O، ^{۱۸}O، ^{۱۹}F، ^{۲۰}F، ^{۲۱}F، ^{۲۲}F، ^{۲۳}F، ^{۲۴}F، ^{۲۵}F، ^{۲۶}F، ^{۲۷}F، ^{۲۸}F، ^{۲۹}F، ^{۳۰}F، ^{۳۱}F، ^{۳۲}F، ^{۳۳}F، ^{۳۴}F، ^{۳۵}F، ^{۳۶}F، ^{۳۷}F، ^{۳۸}F، ^{۳۹}F، ^{۴۰}F، ^{۴۱}F، ^{۴۲}F، ^{۴۳}F، ^{۴۴}F، ^{۴۵}F، ^{۴۶}F، ^{۴۷}F، ^{۴۸}F، ^{۴۹}F، ^{۵۰}F، ^{۵۱}F، ^{۵۲}F، ^{۵۳}F، ^{۵۴}F، ^{۵۵}F، ^{۵۶}F، ^{۵۷}F، ^{۵۸}F، ^{۵۹}F، ^{۶۰}F، ^{۶۱}F، ^{۶۲}F، ^{۶۳}F، ^{۶۴}F، ^{۶۵}F، ^{۶۶}F، ^{۶۷}F، ^{۶۸}F، ^{۶۹}F، ^{۷۰}F، ^{۷۱}F، ^{۷۲}F، ^{۷۳}F، ^{۷۴}F، ^{۷۵}F، ^{۷۶}F، ^{۷۷}F، ^{۷۸}F، ^{۷۹}F، ^{۸۰}F، ^{۸۱}F، ^{۸۲}F، ^{۸۳}F، ^{۸۴}F، ^{۸۵}F، ^{۸۶}F، ^{۸۷}F، ^{۸۸}F، ^{۸۹}F، ^{۹۰}F، ^{۹۱}F، ^{۹۲}F، ^{۹۳}F، ^{۹۴}F، ^{۹۵}F، ^{۹۶}F، ^{۹۷}F، ^{۹۸}F، ^{۹۹}F، ^{۱۰۰}F، ^{۱۰۱}F، ^{۱۰۲}F، ^{۱۰۳}F، ^{۱۰۴}F، ^{۱۰۵}F، ^{۱۰۶}F، ^{۱۰۷}F، ^{۱۰۸}F، ^{۱۰۹}F، ^{۱۱۰}F، ^{۱۱۱}F، ^{۱۱۲}F، ^{۱۱۳}F، ^{۱۱۴}F، ^{۱۱۵}F، ^{۱۱۶}F، ^{۱۱۷}F، ^{۱۱۸}F، ^{۱۱۹}F، ^{۱۲۰}F، ^{۱۲۱}F، ^{۱۲۲}F، ^{۱۲۳}F، ^{۱۲۴}F، ^{۱۲۵}F، ^{۱۲۶}F، ^{۱۲۷}F، ^{۱۲۸}F، ^{۱۲۹}F، ^{۱۳۰}F، ^{۱۳۱}F، ^{۱۳۲}F، ^{۱۳۳}F، ^{۱۳۴}F، ^{۱۳۵}F، ^{۱۳۶}F، ^{۱۳۷}F، ^{۱۳۸}F، ^{۱۳۹}F، ^{۱۴۰}F، ^{۱۴۱}F، ^{۱۴۲}F، ^{۱۴۳}F، ^{۱۴۴}F، ^{۱۴۵}F، ^{۱۴۶}F، ^{۱۴۷}F، ^{۱۴۸}F، ^{۱۴۹}F، ^{۱۵۰}F، ^{۱۵۱}F، ^{۱۵۲}F، ^{۱۵۳}F، ^{۱۵۴}F، ^{۱۵۵}F، ^{۱۵۶}F، ^{۱۵۷}F، ^{۱۵۸}F، ^{۱۵۹}F، ^{۱۶۰}F، ^{۱۶۱}F، ^{۱۶۲}F، ^{۱۶۳}F، ^{۱۶۴}F، ^{۱۶۵}F، ^{۱۶۶}F، ^{۱۶۷}F، ^{۱۶۸}F، ^{۱۶۹}F، ^{۱۷۰}F، ^{۱۷۱}F، ^{۱۷۲}F، ^{۱۷۳}F، ^{۱۷۴}F، ^{۱۷۵}F، ^{۱۷۶}F، ^{۱۷۷}F، ^{۱۷۸}F، ^{۱۷۹}F، ^{۱۸۰}F، ^{۱۸۱}F، ^{۱۸۲}F، ^{۱۸۳}F، ^{۱۸۴}F، ^{۱۸۵}F، ^{۱۸۶}F، ^{۱۸۷}F، ^{۱۸۸}F، ^{۱۸۹}F، ^{۱۹۰}F، ^{۱۹۱}F، ^{۱۹۲}F، ^{۱۹۳}F، ^{۱۹۴}F، ^{۱۹۵}F، ^{۱۹۶}F، ^{۱۹۷}F، ^{۱۹۸}F، ^{۱۹۹}F، ^{۲۰۰}F، ^{۲۰۱}F، ^{۲۰۲}F، ^{۲۰۳}F، ^{۲۰۴}F، ^{۲۰۵}F، ^{۲۰۶}F، ^{۲۰۷}F، ^{۲۰۸}F، ^{۲۰۹}F، ^{۲۱۰}F، ^{۲۱۱}F، ^{۲۱۲}F، ^{۲۱۳}F، ^{۲۱۴}F، ^{۲۱۵}F، ^{۲۱۶}F، ^{۲۱۷}F، ^{۲۱۸}F، ^{۲۱۹}F، ^{۲۲۰}F، ^{۲۲۱}F، ^{۲۲۲}F، ^{۲۲۳}F، ^{۲۲۴}F، ^{۲۲۵}F، ^{۲۲۶}F، ^{۲۲۷}F، ^{۲۲۸}F، ^{۲۲۹}F، ^{۲۳۰}F، ^{۲۳۱}F، ^{۲۳۲}F، ^{۲۳۳}F، ^{۲۳۴}F، ^{۲۳۵}F، ^{۲۳۶}F، ^{۲۳۷}F، ^{۲۳۸}F، ^{۲۳۹}F، ^{۲۴۰}F، ^{۲۴۱}F، ^{۲۴۲}F، ^{۲۴۳}F، ^{۲۴۴}F، ^{۲۴۵}F، ^{۲۴۶}F، ^{۲۴۷}F، ^{۲۴۸}F، ^{۲۴۹}F، ^{۲۵۰}F، ^{۲۵۱}F، ^{۲۵۲}F، ^{۲۵۳}F، ^{۲۵۴}F، ^{۲۵۵}F، ^{۲۵۶}F، ^{۲۵۷}F، ^{۲۵۸}F، ^{۲۵۹}F، ^{۲۶۰}F، ^{۲۶۱}F، ^{۲۶۲}F، ^{۲۶۳}F، ^{۲۶۴}F، ^{۲۶۵}F، ^{۲۶۶}F، ^{۲۶۷}F، ^{۲۶۸}F، ^{۲۶۹}F، ^{۲۷۰}F، ^{۲۷۱}F، ^{۲۷۲}F، ^{۲۷۳}F، ^{۲۷۴}F، ^{۲۷۵}F، ^{۲۷۶}F، ^{۲۷۷}F، ^{۲۷۸}F، ^{۲۷۹}F، ^{۲۸۰}F، ^{۲۸۱}F، ^{۲۸۲}F، ^{۲۸۳}F، ^{۲۸۴}F، ^{۲۸۵}F، ^{۲۸۶}F، ^{۲۸۷}F، ^{۲۸۸}F، ^{۲۸۹}F، ^{۲۹۰}F، ^{۲۹۱}F، ^{۲۹۲}F، ^{۲۹۳}F، ^{۲۹۴}F، ^{۲۹۵}F، ^{۲۹۶}F، ^{۲۹۷}F، ^{۲۹۸}F، ^{۲۹۹}F، ^{۳۰۰}F، ^{۳۰۱}F، ^{۳۰۲}F، ^{۳۰۳}F، ^{۳۰۴}F، ^{۳۰۵}F، ^{۳۰۶}F، ^{۳۰۷}F، ^{۳۰۸}F، ^{۳۰۹}F، ^{۳۱۰}F، ^{۳۱۱}F، ^{۳۱۲}F، ^{۳۱۳}F، ^{۳۱۴}F، ^{۳۱۵}F، ^{۳۱۶}F، ^{۳۱۷}F، ^{۳۱۸}F، ^{۳۱۹}F، ^{۳۲۰}F، ^{۳۲۱}F، ^{۳۲۲}F، ^{۳۲۳}F، ^{۳۲۴}F، ^{۳۲۵}F، ^{۳۲۶}F، ^{۳۲۷}F، ^{۳۲۸}F، ^{۳۲۹}F، ^{۳۳۰}F، ^{۳۳۱}F، ^{۳۳۲}F، ^{۳۳۳}F، ^{۳۳۴}F، ^{۳۳۵}F، ^{۳۳۶}F، ^{۳۳۷}F، ^{۳۳۸}F، ^{۳۳۹}F، ^{۳۴۰}F، ^{۳۴۱}F، ^{۳۴۲}F، ^{۳۴۳}F، ^{۳۴۴}F، ^{۳۴۵}F، ^{۳۴۶}F، ^{۳۴۷}F، ^{۳۴۸}F، ^{۳۴۹}F، ^{۳۵۰}F، ^{۳۵۱}F، ^{۳۵۲}F، ^{۳۵۳}F، ^{۳۵۴}F، ^{۳۵۵}F، ^{۳۵۶}F، ^{۳۵۷}F، ^{۳۵۸}F، ^{۳۵۹}F، ^{۳۶۰}F، ^{۳۶۱}F، ^{۳۶۲}F، ^{۳۶۳}F، ^{۳۶۴}F، ^{۳۶۵}F، ^{۳۶۶}F، ^{۳۶۷}F، ^{۳۶۸}F، ^{۳۶۹}F، ^{۳۷۰}F، ^{۳۷۱}F، ^{۳۷۲}F، ^{۳۷۳}F، ^{۳۷۴}F، ^{۳۷۵}F، ^{۳۷۶}F، ^{۳۷۷}F، ^{۳۷۸}F، ^{۳۷۹}F، ^{۳۸۰}F، ^{۳۸۱}F، ^{۳۸۲}F، ^{۳۸۳}F، ^{۳۸۴}F، ^{۳۸۵}F، ^{۳۸۶}F، ^{۳۸۷}F، ^{۳۸۸}F، ^{۳۸۹}F، ^{۳۹۰}F، ^{۳۹۱}F، ^{۳۹۲}F، ^{۳۹۳}F، ^{۳۹۴}F، ^{۳۹۵}F، ^{۳۹۶}F، ^{۳۹۷}F، ^{۳۹۸}F، ^{۳۹۹}F، ^{۴۰۰}F، ^{۴۰۱}F، ^{۴۰۲}F، ^{۴۰۳}F، ^{۴۰۴}F، ^{۴۰۵}F، ^{۴۰۶}F، ^{۴۰۷}F، ^{۴۰۸}F، ^{۴۰۹}F، ^{۴۱۰}F، ^{۴۱۱}F، ^{۴۱۲}F، ^{۴۱۳}F، ^{۴۱۴}F، ^{۴۱۵}F، ^{۴۱۶}F، ^{۴۱۷}F، ^{۴۱۸}F، ^{۴۱۹}F، ^{۴۲۰}F، ^{۴۲۱}F، ^{۴۲۲}F، ^{۴۲۳}F، ^{۴۲۴}F، ^{۴۲۵}F، ^{۴۲۶}F، ^{۴۲۷}F، ^{۴۲۸}F، ^{۴۲۹}F، ^{۴۳۰}F، ^{۴۳۱}F، ^{۴۳۲}F، ^{۴۳۳}F، ^{۴۳۴}F، ^{۴۳۵}F، ^{۴۳۶}F، ^{۴۳۷}F، ^{۴۳۸}F، ^{۴۳۹}F، ^{۴۴۰}F، ^{۴۴۱}F، ^{۴۴۲}F، ^{۴۴۳}F، ^{۴۴۴}F، ^{۴۴۵}F، ^{۴۴۶}F، ^{۴۴۷}F، ^{۴۴۸}F، ^{۴۴۹}F، ^{۴۵۰}F، ^{۴۵۱}F، ^{۴۵۲}F، ^{۴۵۳}F، ^{۴۵۴}F، ^{۴۵۵}F، ^{۴۵۶}F، ^{۴۵۷}F، ^{۴۵۸}F، ^{۴۵۹}F، ^{۴۶۰}F، ^{۴۶۱}F، ^{۴۶۲}F، ^{۴۶۳}F، ^{۴۶۴}F، ^{۴۶۵}F، ^{۴۶۶}F، ^{۴۶۷}F، ^{۴۶۸}F، ^{۴۶۹}F، ^{۴۷۰}F، ^{۴۷۱}F، ^{۴۷۲}F، ^{۴۷۳}F، ^{۴۷۴}F، ^{۴۷۵}F، ^{۴۷۶}F، ^{۴۷۷}F، ^{۴۷۸}F، ^{۴۷۹}F، ^{۴۸۰}F، ^{۴۸۱}F، ^{۴۸۲}F، ^{۴۸۳}F، ^{۴۸۴}F، ^{۴۸۵}F، ^{۴۸۶}F، ^{۴۸۷}F، ^{۴۸۸}F، ^{۴۸۹}F، ^{۴۹۰}F، ^{۴۹۱}F، ^{۴۹۲}F، ^{۴۹۳}F، ^{۴۹۴}F، ^{۴۹۵}F، ^{۴۹۶}F، ^{۴۹۷}F، ^{۴۹۸}F، ^{۴۹۹}F، ^{۵۰۰}F، ^{۵۰۱}F، ^{۵۰۲}F، ^{۵۰۳}F، ^{۵۰۴}F، ^{۵۰۵}F، ^{۵۰۶}F، ^{۵۰۷}F، ^{۵۰۸}F، ^{۵۰۹}F، ^{۵۱۰}F، ^{۵۱۱}F، ^{۵۱۲}F، ^{۵۱۳}F، ^{۵۱۴}F، ^{۵۱۵}F، ^{۵۱۶}F، ^{۵۱۷}F، ^{۵۱۸}F، ^{۵۱۹}F، ^{۵۲۰}F، ^{۵۲۱}F، ^{۵۲۲}F، ^{۵۲۳}F، ^{۵۲۴}F، ^{۵۲۵}F، ^{۵۲۶}F، ^{۵۲۷}F، ^{۵۲۸}F، ^{۵۲۹}F، ^{۵۳۰}F، ^{۵۳۱}F، ^{۵۳۲}F، ^{۵۳۳}F، ^{۵۳۴}F، ^{۵۳۵}F، ^{۵۳۶}F، ^{۵۳۷}F، ^{۵۳۸}F، ^{۵۳۹}F، ^{۵۴۰}F، ^{۵۴۱}F، ^{۵۴۲}F، ^{۵۴۳}F، ^{۵۴۴}F، ^{۵۴۵}F، ^{۵۴۶}F، ^{۵۴۷}F، ^{۵۴۸}F، ^{۵۴۹}F، ^{۵۵۰}F، ^{۵۵۱}F، ^{۵۵۲}F، ^{۵۵۳}F، ^{۵۵۴}F، ^{۵۵۵}F، ^{۵۵۶}F، ^{۵۵۷}F، ^{۵۵۸}F، ^{۵۵۹}F، ^{۵۶۰}F، ^{۵۶۱}F، ^{۵۶۲}F، ^{۵۶۳}F، ^{۵۶۴}F، ^{۵۶۵}F، ^{۵۶۶}F، ^{۵۶۷}F، ^{۵۶۸}F، ^{۵۶۹}F، ^{۵۷۰}F، ^{۵۷۱}F، ^{۵۷۲}F، ^{۵۷۳}F، ^{۵۷۴}F، ^{۵۷۵}F، ^{۵۷۶}F، ^{۵۷۷}F، ^{۵۷۸}F، ^{۵۷۹}F، ^{۵۸۰}F، ^{۵۸۱}F، ^{۵۸۲}F، ^{۵۸۳}F، ^{۵۸۴}F، ^{۵۸۵}F، ^{۵۸۶}F، ^{۵۸۷}F، ^{۵۸۸}F، ^{۵۸۹}F، ^{۵۹۰}F، ^{۵۹۱}F، ^{۵۹۲}F، ^{۵۹۳}F، ^{۵۹۴}F، ^{۵۹۵}F، ^{۵۹۶}F، ^{۵۹۷}F، ^{۵۹۸}F، ^{۵۹۹}F، ^{۶۰۰}F، ^{۶۰۱}F، ^{۶۰۲}F، ^{۶۰۳}F، ^{۶۰۴}F، ^{۶۰۵}F، ^{۶۰۶}F، ^{۶۰۷}F، ^{۶۰۸}F، ^{۶۰۹}F، ^{۶۱۰}F، ^{۶۱۱}F، ^{۶۱۲}F، ^{۶۱۳}F، ^{۶۱۴}F، ^{۶۱۵}F، ^{۶۱۶}F، ^{۶۱۷}F، ^{۶۱۸}F، ^{۶۱۹}F، ^{۶۲۰}F، ^{۶۲۱}F، ^{۶۲۲}F، ^{۶۲۳}F، ^{۶۲۴}F، ^{۶۲۵}F، ^{۶۲۶}F، ^{۶۲۷}F، ^{۶۲۸}F، ^{۶۲۹}F، ^{۶۳۰}F، ^{۶۳۱}F، ^{۶۳۲}F، ^{۶۳۳}F، ^{۶۳۴}F، ^{۶۳۵}F، ^{۶۳۶}F، ^{۶۳۷}F، ^{۶۳۸}F، ^{۶۳۹}F، ^{۶۴۰}F، ^{۶۴۱}F، ^{۶۴۲}F، ^{۶۴۳}F، ^{۶۴۴}F، ^{۶۴۵}F، ^{۶۴۶}F، ^{۶۴۷}F، ^{۶۴۸}F، ^{۶۴۹}F، ^{۶۵۰}F، ^{۶۵۱}F، ^{۶۵۲}F، ^{۶۵۳}F، ^{۶۵۴}F، ^{۶۵۵}F، ^{۶۵۶}F، ^{۶۵۷}F، ^{۶۵۸}F، ^{۶۵۹}F، ^{۶۶۰}F، ^{۶۶۱}F، ^{۶۶۲}F، ^{۶۶۳}F، ^{۶۶۴}F، ^{۶۶۵}F، ^{۶۶۶}F، ^{۶۶۷}F، ^{۶۶۸}F، ^{۶۶۹}F، ^{۶۷۰}F، ^{۶۷۱}F، ^{۶۷۲}F، ^{۶۷۳}F، ^{۶۷۴}F، ^{۶۷۵}F، ^{۶۷۶}F، ^{۶۷۷}F، ^{۶۷۸}F، ^{۶۷۹}F، ^{۶۸۰}F، ^{۶۸۱}F، ^{۶۸۲}F، ^{۶۸۳}F، ^{۶۸۴}F، ^{۶۸۵}F، ^{۶۸۶}F، ^{۶۸۷}F، ^{۶۸۸}F، ^{۶۸۹}F، ^{۶۹۰}F، ^{۶۹۱}F، ^{۶۹۲}F، ^{۶۹۳}F، ^{۶۹۴}F، ^{۶۹۵}F، ^{۶۹۶}F، ^{۶۹۷}F، ^{۶۹۸}F، ^{۶۹۹}F، ^{۷۰۰}F، ^{۷۰۱}F، ^{۷۰۲}F، ^{۷۰۳}F، ^{۷۰۴}F، ^{۷۰۵}F، ^{۷۰۶}F، ^{۷۰۷}F، ^{۷۰۸}F، ^{۷۰۹}F، ^{۷۱۰}F، ^{۷۱۱}F، ^{۷۱۲}F، ^{۷۱۳}F، ^{۷۱۴}F، ^{۷۱۵}F، ^{۷۱۶}F، ^{۷۱۷}F، ^{۷۱۸}F، ^{۷۱۹}F، ^{۷۲۰}F، ^{۷۲۱}F، ^{۷۲۲}F، ^{۷۲۳}F، ^{۷۲۴}F، ^{۷۲۵}F، ^{۷۲۶}F، ^{۷۲۷}F، ^{۷۲۸}F، ^{۷۲۹}F، ^{۷۳۰}F، ^{۷۳۱}F، ^{۷۳۲}F، ^{۷۳۳}F، ^{۷۳۴}F، ^{۷۳۵}F، ^{۷۳۶}F، ^{۷۳۷}F، ^{۷۳۸}F، ^{۷۳۹}F، ^{۷۴۰}F، ^{۷۴۱}F، ^{۷۴۲}F، ^{۷۴۳}F، ^{۷۴۴}F، ^{۷۴۵}F، ^{۷۴۶}F، ^{۷۴۷}F، ^{۷۴۸}F، ^{۷۴۹}F، ^{۷۵۰}F، ^{۷۵۱}F، ^{۷۵۲}F، ^{۷۵۳}F، ^{۷۵۴}F، ^{۷۵۵}F، ^{۷۵۶}F، ^{۷۵۷}F، ^{۷۵۸}F، ^{۷۵۹}F، ^{۷۶۰}F، ^{۷۶۱}F، ^{۷۶۲}F، ^{۷۶۳}F، ^{۷۶۴}F، ^{۷۶۵}F، ^{۷۶۶}F، ^{۷۶۷}F، ^{۷۶۸}F، ^{۷۶۹}F، ^{۷۷۰}F، ^{۷۷۱}F، ^{۷۷۲}F، ^{۷۷۳}F، ^{۷۷۴}F، ^{۷۷۵}F، ^{۷۷۶}F، ^{۷۷۷}F، ^{۷۷۸}F، ^{۷۷۹}F، ^{۷۸۰}F، ^{۷۸۱}F، ^{۷۸۲}F، ^{۷۸۳}F، ^{۷۸۴}F، ^{۷۸۵}F، ^{۷۸۶}F، ^{۷۸۷}F، ^{۷۸۸}F، ^{۷۸۹}F، ^{۷۹۰}F، ^{۷۹۱}F، ^{۷۹۲}F، ^{۷۹۳}F، ^{۷۹۴}F، ^{۷۹۵}F، ^{۷۹۶}F، ^{۷۹۷}F، ^{۷۹۸}F، ^{۷۹۹}F، ^{۸۰۰}F، ^{۸۰۱}F، ^{۸۰۲}F، ^{۸۰۳}F، ^{۸۰۴}F، ^{۸۰۵}F، ^{۸۰۶}F، ^{۸۰۷}F، ^{۸۰۸}F، ^{۸۰۹}F، ^{۸۱۰}F، ^{۸۱۱}F، ^{۸۱۲}F، ^{۸۱۳}F، ^{۸۱۴}F، ^{۸۱۵}F، ^{۸۱۶}F، ^{۸۱۷}F، ^{۸۱۸}F، ^{۸۱۹}F، ^{۸۲۰}F، ^{۸۲۱}F، ^{۸۲۲}F، ^{۸۲۳}F، ^{۸۲۴}F، ^{۸۲۵}F، ^{۸۲۶}F، ^{۸۲۷}F، ^{۸۲۸}F، ^{۸۲۹}F، ^{۸۳۰}F، ^{۸۳۱}F، ^{۸۳۲}F، ^{۸۳۳}F، ^{۸۳۴}F، ^{۸۳۵}F، ^{۸۳۶}F، ^{۸۳۷}F، ^{۸۳۸}F، ^{۸۳۹}F، ^{۸۴۰}F، ^{۸۴۱}F، ^{۸۴۲}F، ^{۸۴۳}F، ^{۸۴۴}F، ^{۸۴۵}F، ^{۸۴۶}F، ^{۸۴۷}F، ^{۸۴۸}F، ^{۸۴۹}F، ^{۸۵۰}F، ^{۸۵۱}F، ^{۸۵۲}F، ^{۸۵۳}F، ^{۸۵۴}F، ^{۸۵۵}F، ^{۸۵۶}F، ^{۸۵۷}F، ^{۸۵۸}F، ^{۸۵۹}F، ^{۸۶۰}F، ^{۸۶۱}F، ^{۸۶۲}F، ^{۸۶۳}F، ^{۸۶۴}F، ^{۸۶۵}F، ^{۸۶۶}F، ^{۸۶۷}F، ^{۸۶۸}F، ^{۸۶۹}F، ^{۸۷۰}F، ^{۸۷۱}F، ^{۸۷۲}F، ^{۸۷۳}F، ^{۸۷۴}F، ^{۸۷۵}F، ^{۸۷۶}F، ^{۸۷۷}F، ^{۸۷۸}F، ^{۸۷۹}F، ^{۸۸۰}F، ^{۸۸۱}F، ^{۸۸۲}F، ^{۸۸۳}F، ^{۸۸۴}F، ^{۸۸۵}F، ^{۸۸۶}F، ^{۸۸۷}F، ^{۸۸۸}F، ^{۸۸۹}F، ^{۸۹۰}F، ^{۸۹۱}F، ^{۸۹۲}F، ^{۸۹۳}F، ^{۸۹۴}F، ^{۸۹۵}F، ^{۸۹۶}F، ^{۸۹۷}F، ^{۸۹۸}F، ^{۸۹۹}F، ^{۹۰۰}F، ^{۹۰}

مقدمه

نوترونی، نوترون توسط هسته ماده هدف جذب می‌شود و یک پرتو گاما آنی (PGNAA^۳) از هسته حاصل می‌شود، پرتو گاما دارای مقدار مشخصی برای عناصر مختلف است مثلاً در اثر جذب نوترون توسط هسته نیدروژن گامای آنی با انرژی ۲/۲MeV تابش می‌نماید. (۲۰-۱۶). در این مطالعه با توجه به اینکه طیف انرژی مورد استفاده در نوترون‌تراپی بوسیله گیراندازی نوترون با بور BNCT توانایی فعال‌سازی عناصر سبک بافت را دارد شکل طیف منابع انرژی پرتودهی مورد مطالعه قرار گرفته است و بهترین طیف انرژی شکل‌دهی شده منبع که بهترین خروجی را داشته باشد معرفی گردیده است.

مواد و روشها

در این پژوهش، از نرم‌افزار MCNP4C جهت شبیه‌ساز استفاده شده است. این نرم‌افزار توانایی ترابرد نوترون، فوتون و الکترون را دارد و بعد از برهمکنش ذره با ماده توانایی اندازه‌گیری شار نوترون، شار فوتون و... را روی سطح مختلف و یا در حجم‌های متفاوت و همچنین قابلیت نمایش طیف انرژی برهمکنش را دارد. سپس منابع انرژی پرتودهی رآکتور، منابع ایزوتوپی و نوترون‌ژنراتور مورد مطالعه قرار گرفتند و طیف انرژی پرتودهی این منابع با استفاده قابلیت این نرم‌افزار طراحی شد. با استفاده از کندسازهای مختلف طیف انرژی شکل‌دهی شد. طیف‌های انرژی مختلفی با استفاده از کندسازهای مختلف بدست آمد و از میان این طیف‌ها دو طیف انرژی، یکی طیف نوترونی، که دارای نوترون حرارتی بیشتری است و شکل طیف انرژی آن در شکل (۱) داده شده است و دیگری طیف انرژی نوترون‌ژنراتور ۱۴ MeV که طیف انرژی آن در

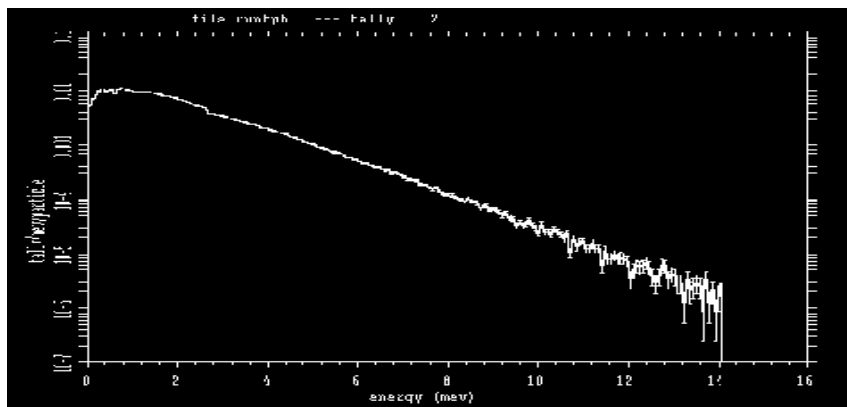
نوترون‌تراپی بوسیله گیراندازی نوترون با بور ^{10}B (BNCT^۱) یکی از روش‌های درمانی برای تومورهای مغزی و کبدی می‌باشد. بور ^{10}B سطح مقطع خوبی برای برهمکنش با نوترون دارد چون تجمع بور در بدن و در تومورها زیاد نیست بنابراین بور را با استفاده از تزریق به محل تومور تقویت می‌کنند و بور توسط سلول سرطانی جذب می‌شود و در ساختمان بافت تومور قرار می‌گیرد سپس با بمباران تومور توسط نوترون، ایزوتوب بور ^{10}B طی فرآیند $^{10}\text{B}(n, \alpha)^7\text{Li}$ ذره آلفا تولید می‌نماید و ذرات آلفای تولیدی باعث از بین رفتن تومور می‌شوند. ذره آلفا به دلیل داشتن بار و جرم زیاد به هنگام گسیل به بافتهای مجاور خود را از بین خواهد برد (۷-۱). نوترون‌ها معمولاً از سه منبع رآکتورهای اتمی، چشمه‌های ایزوتوپی و شتابدهنده‌ها تولید می‌شوند. نوترون‌ها در رآکتور در نتیجه فرآیند شکافت تولید می‌شود و دارای طیف گسترده و شار مناسب انرژی جهت درمان در BNCT می‌باشد (۱۰-۸). نوترون‌ها در ابتدا به صورت نوترون‌های سریع تولید می‌شوند و توسط کندسازها انرژی آنها تقلیل می‌یابد. طیف نوترونی حاصل از چشمه‌های مختلف در پژوهش‌های فراوانی که در این زمینه انجام شده است شکل‌دهی شده تا به حد انرژی مطلوب مورد استفاده در BNCT محدوده (۱-۱۰KeV) رسیده است. برای کندسازی نوترون‌ها از کندسازهای مختلف مانند پارافین، آب، کربن و سایر ترکیبات پلیمری استفاده می‌شود (۱۶-۱۰). تحلیل کمی و کیفی عناصر سبک مانند نیدروژن، اکسیژن و کربن به روش فعال‌سازی نوترونی (NAA^۲) انجام می‌شود و در روش فعال‌سازی

1- Boron neutron capture therapy

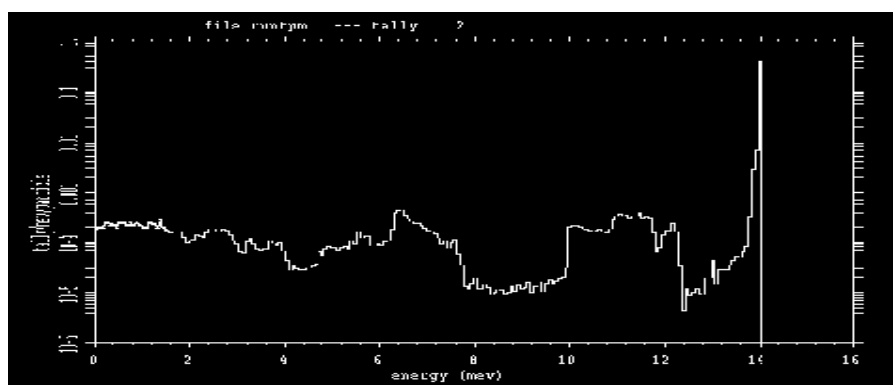
2- Neutron activation analysis

3- Prompt gamma neutron activation analysis

شکل (۲) آورده شده است، دارای ویژگی‌های برجسته‌ای در برهمکنش با هسته نیدروژن، اکسیژن و کربن هستند؛ جهت تحلیل استفاده شدند.



شکل (۱): طیف انرژی که دارای نوترون‌های حرارتی بیشتری استفاده شده است

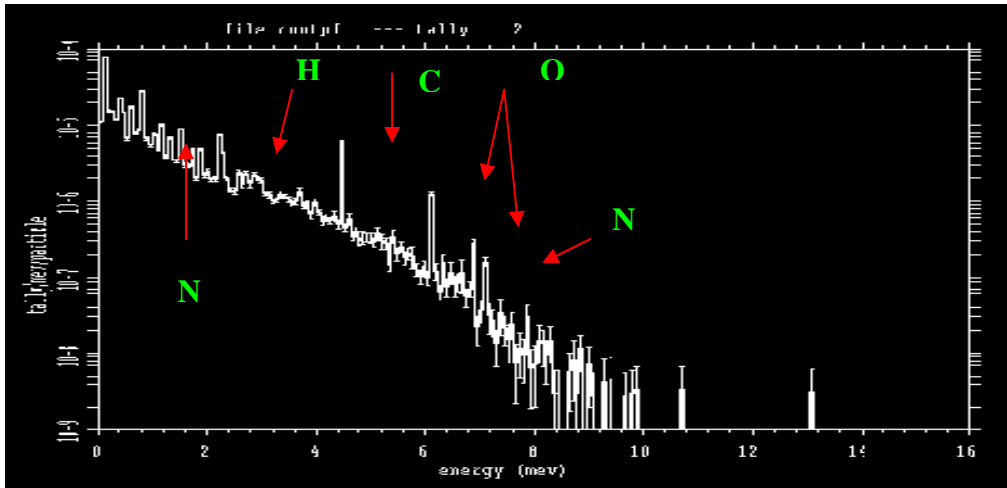


شکل (۲): طیف انرژی نوترون‌ها در ۱۴ MeV که دارای نوترون‌های تند بیشتری است

یافته‌ها

انرژی فوتونی گاما پیک انرژی مربوط به نیدروژن، اکسیژن، کربن و نیتروژن به طور واضح دیده می‌شود. مثلاً انرژی گامای ناشی از فعال‌سازی نیدروژن $2/2 \text{ MeV}$ و انرژی گامای ناشی از کربن $4/4 \text{ MeV}$ می‌باشد.

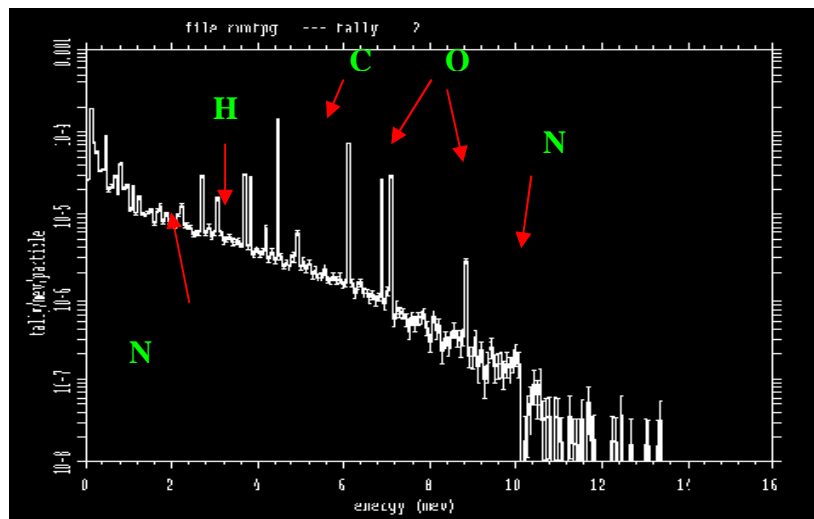
با استفاده از اعمال طیف انرژی نوترونی شکل (۱) که دارای نوترون‌های حرارتی بیشتری است در برهم‌کنش این طیف به فانتوم عناصر سبک شبیه‌سازی شده و اندازه‌گیری شار فوتونی بدست آمده روی سطح دکتورها با استفاده از تالی F_8 ، طیف انرژی فوتونی گاما مطابق شکل (۳) حاصل می‌گردد. در این طیف



شکل (۳): طیف انرژی گامای حاصل از فعال سازی با منبع طیف شبیه ماکسولی (رآکتور)

با استفاده از تالی F_8 روی سطح دکتورها بدست آمده است.

اگر از طیف انرژی منبع پرتو دهی نوترون ژنراتور ۱۴ MeV طیفی مانند شکل (۳) استفاده شود طیف گامای حاصل به صورت شکل (۴) است و این نمودار



شکل (۴): طیف انرژی گامای حاصل از فعال سازی با منبع نوترون ژنراتور

BNCT که محدوده انرژی آن (۱ - ۱۰KeV) می باشد چنانچه از طیف انرژی شامل نوترون های فوق حرارتی، حرارتی، کند و تند باشند به دلیل اینکه نیدروژن دارای سطح مقطع خوبی با نوترون های کند می باشد و پیک مربوط به عنصر نیدروژن با انرژی گامای ۲/۲KeV

بحث و نتیجه گیری

با استفاده از کندسازهای مختلف می توان طیف انرژی نوترون ها را شکل دهی کرد و به انرژی مناسب جهت برهم کنش با عناصر مختلف رساند (۱-۱۲). در این پژوهش، طیف انرژی نوترونی مورد استفاده در

انرژی گامای بالاتری دارند؛ اما این طیف به دلیل اینکه هرچه هم از کندسازهای مناسب و بهینه شده استفاده شود، باز هم دارای نوتون‌های سریع (14 MeV) در طیف خود خواهند بود و این باعث آلودگی و افزایش دز بیشتر به بیمار خواهد شد. اگر چنانچه در مطالعه یا تحلیلی نیاز باشد نسبت میزان کربن به اکسیژن (C/O) سنجیده شود، استفاده از طیف نوترونی سریع نوترون ژنراتور مناسب‌تر خواهد بود.

مناسب است همچنین در این طیف پیک انرژی گامای عناصر اکسیژن و کربن هم به دلیل برهم‌کنش با نوتون‌های سریع هم دارای پیک انرژی مناسب هستند و طیف انرژی شکل (۳) که دارای یک پیک در ناحیه نوترون‌های حرارتی و کند است بهترین طیف انرژی نوترونی جهت BNCT می‌باشد. چنانچه از منبع انرژی نوترونی سریع مانند نوترون ژنراتور (14 MeV) استفاده شود به دلیل اینکه اکسیژن و کربن دارای سطح مقطع برخورد بالایی با نوترون‌های تند هستند اگرچه پیک

References

1. Roger H, Jacek C, Annika M . Boron neutron capture therapy (BNCT) for glioblastoma multiform. *Radiotherapy and Oncology* 2008; 88: 183-191.
2. Kotiluoto P, Auterinen I. MCNP study for epithermal neutron irradiation of an isolated liver at the Finnish BNCT facility. *Applied Radiation and Isotopes* 2004; 61: 781-785.
3. Sadat Rasouli F, Masoudi SF. Simulation of the BNCT of Brain Tumors Using MCNP Code: Beam Designing and Dose valuation. *Iranian Journal of Medical Physics* 2012; 9(3): 183-192.
4. Capoulat ME, Herrera MS, Minsky DM. B-based neutron sources for BNCT. *Applied Radiation and Isotopes* 2014; 88: 190-194.
5. Kageji T , Mizobuchi Y, Nagahiro S, Nakagawa Y. Clinical results of boron neutron capture therapy (BNCT) for glioblastoma. *Applied Radiation and Isotopes* 2011; 69: 1823-1825.
6. Yamamotoa T, Matsumura A, Nakaia K, Shibata Y, Endo K. Current clinical results of the Tsukuba BNCT trial. *Applied Radiation and Isotopes* 2004; 61: 1089–1093.
7. Yoshinobu N, Teruyoshi K, Yoshifumi M. Clinical results of BNCT for malignant brain tumors in children. *Applied Radiation and Isotopes* 2009; 67: S27-S30.
8. Koivunoroa K, Bleuela DL, Nastasib U, Loua TP, Reijonena J, Leung KN. BNCT dose distribution in liver with epithermal D–D and D–T fusion-based neutron beams. *Applied Radiation and Isotopes* 2004; 61: 853-859.
9. Belousov S, Mitev M, Ilieva K, Riley K, Harling H, IRT-Sofia BNCT beam tube optimization study. *Applied Radiation and Isotopes* 2011; 69: 1936-1939.
10. Kasesaz Y, Khalafi H, Rahmani F, Ezati A . A feasibility study of the Tehran research reactor as a neutron source for BNCT. *Applied Radiation and Isotopes* 2014; 96: 132-137.
11. Burlon AA, Girola S, Valda AA, Minsky DM, Kreiner AJ. Design of a beam shaping assembly and preliminary modelling of a treatment room for accelerator-based BNCT at CNEA. *Applied Radiation and Isotopes* 2011; 69 :1688-1691.
12. Burlona AA, Kreinera,AJ, Valdaa AA, Minsky DM. An optimized neutron-beam shaping assembly for accelerator-based BNCT. *Applied Radiation and Isotopes* 2004; 61: 811-815.
13. Herrera MS, González GH, Minsky DM, Kreiner AJ. Evaluation of performance of an accelerator-based BNCT facility for the treatment of different tumor targets. *Physica Medica* 2013; 1: 1-11.
14. Koivunoroa H, Bleuela DL, Nastasib U, Loua TP, Reijonena J. BNCT dose distribution in liver with epithermal D–D and D–T fusion-based neutron beams. *Applied Radiation and Isotopes* 2004; 61: 853-859.

15. Savolainen S, Kortensniemi M, Timonen M, Reijonen V, Kuusela L. Boron neutron capture therapy (BNCT) in Finland: Technological and physical prospects after 20 years. *Physica Medica* 2013; 29: 233-248.
16. El moussaoui F, El bardouni T, Azahra M, Kamili A, Boukhal H. Monte Carlo calculation for the development of a BNCT neutron source (1 eV–10KeV) using MCNP code. *Cancer/ Radiotherapies* 2008; 12: 360-364.
17. denas JR, Sergio G. Estimation of the activity generated by neutron activation in control rods of a BWR. *Applied Radiation and Isotopes* 2010; 69: 905-908.
18. Yican W, Jing S, Huaqing Z, Guangyao S, Lijuan H. CAD-based Monte Carlo program for integrated simulation of nuclear system Super MC. *Annals of Nuclear Energy* 2014; 5: 1-8.
19. Pejovic A, Arnold ML, McNeill FE. Monte Carlo design study for in vivo bone aluminum measurement using a low energy accelerator beam. *Applied Radiation and Isotopes* 2000; 21: 657-664.
20. Shtejer-Diaza Z, Zambonib CB, Zahnb GS. Determination of neutron flux distribution in an Am–Be irradiator using the MCNP. *Applied Radiation and Isotopes* 2003; 59: 263-266.

Investigate effect of neutron energy source for BNCT and digesting applications

Amiri j*, Derakhshan S, Amiri Sh

Abstract

Introduction and Aim: the interaction of neutrons with light elements is used in neutron activation (NAA), neutron therapy (BNCT) and etc. in order to use the neutrons optimally, their energy spectrum has to be tailored to their practical purposes. When doing neutron therapy, the light elements which are located in the treatment site are activated and the instantaneous gamma ray has a specific value for each element using which the quantity of the element is measured in the site. In this study, the effect of energy spectrum on the activation of neutron which is used in neutron therapy was studied.

Material and method: MCNP software was used to simulate. First, all if the neutron spectra, such as neutron generator (MeV14) and the spectrum of the reactor and isotope sources were evaluated. The resulted spectrums of these sources were simulated by MCNP software. Considering the ability of this software in the transport of neutrons and other particles and gamma flux measurements derived from them, the most optimal neutron energy spectrum of gamma for identifying hydrogen, carbon, and oxygen elements was introduced.

Findings: the best spectrum of energy in order to identify the light elements in the energy range of BNCT (KeV10-1) is a spectrum of energy which has thermal neutrons (similar to Maxwell spectrum). Hydrogen has a good cross section for interaction with thermal neutrons. Oxygen and carbon has a good cross section with swift neutrons. By using neutron source MeV14 the neutron generator, hydrogen energy peak is less than when the source energy spectrum is similar to Maxwell and has higher oxygen and carbon peak.

Conclusion: Therefore, there is better output for therapeutic purposes, detection and analysis of light elements like Maxwell (reactor or isotope sources). However, if the ratio of oxygen to carbon is measured and the mono energy source MeV14 be used, there is a better output.

Key words: Energy of source of exposure, suitable moderator, the neutron energy spectrum

Amiri J*

Department of radiotherapy, faculty of paramedical sciences, Kurdistan university of medical sciences, Sanandaj, Iran
Corresponding Author
amirijamal123@yahoo.com

Derakhshan S,

Department of radiotherapy, faculty of paramedical sciences, Kurdistan university of medical sciences, Sanandaj, Iran

Amiri Sh

Department of Biology
Department of Education
Ilam, Ilam, Iran.