



طراحی و ساخت هدف مناسب جهت تولید ^{87}Y

محمد رضا قاسمی*^۱، محمد میرزایی^۱، بهروز فاتح^۱، علی موسوی زرنندی^۲، غلامرضا اصلانی^۱، نامی شادانپور^۱،
پژمان روشن‌فرزاد^۱، محمدرضا انصاف^۱

۱- پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۴۹۸-۳۱۴۸۵، کرج - ایران
۲- دانشکده فیزیک و علوم هسته‌ای، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، صندوق پستی: ۴۴۱۳-۱۵۸۷۵، تهران - ایران

چکیده: ژنراتور $^{87}\text{Y}/^{87\text{m}}\text{Sr}$ در پزشکی هسته‌ای کاربرد وسیعی دارد بطوریکه، $^{87\text{m}}\text{Sr}$ به علت داشتن نیمه‌عمری کوتاه (۲/۸ ساعت) و فوتونی با انرژی ۳۸۸ keV برای تصویربرداری از اسکلت مناسب بوده و ^{87}Y با نیمه‌عمری در حدود ۸۰/۳ ساعت و فوتونی با انرژی ۴۸۴ keV برای ردیابی و تخمین دز ناشی از برخی رادیوایزوتوپ‌های استرانسیوم و ایتریوم بکار می‌رود. مطالعه تئوری سطح مقطع واکنش‌های هسته‌ای نشان می‌دهد که واکنش هسته‌ای $^{88}\text{Sr}(p,2n)^{87}\text{Y}$ در شتابدهنده سیکلوترون مناسب‌ترین روش برای تولید ^{87}Y با بهره تولید بالا می‌باشد. هدف از این پژوهش طراحی و ساخت هدف مناسب برای انجام واکنش هسته‌ای مذکور است. بدین منظور، برنامه‌های بزبان C نوشته شد تا با تخمین بهره تولید محصولات، محدوده مناسب انرژی پروتون (۲۷-۲۱ MeV) و ضخامت هدف، شرایط دستیابی به حداکثر تولید ^{87}Y و حداقل تولید محصولات دیگر، بدست آید. بهره تولید از ۰/۴۱ mCi/μA.h با هدف نیترات استرانسیوم تا ۰/۵۷ mCi/μA.h با هدف کلرید استرانسیوم افزایش داشته است. این افزایش بهره تولید ناشی از انتقال بهتر حرارت از هدف به سیستم خنک‌کننده بعلاوه بهینه‌سازی نگهدارنده هدف، استفاده از ماده اولیه با نقطه ذوب بالاتر، افزایش درصد وزنی استرانسیوم در هدف و جلوگیری از هدر رفتن آکتیویته به سبب خنک شدن بهتر سطح هدف می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: شتابدهنده سیکلوترون، پروتون، ایتریوم، بهره تولید، سطح مقطع واکنش

Design and Fabrication of a Suitable Target for ^{87}Y Production

M. Ghasemi*¹, M. Mirzaei¹, B. Fateh¹, A. Mosavi Zarandi², G. Aslani¹, N. Shadanpoor¹,
P. Roshan Farzad¹, M. Ensaf¹

1- Agricultural, Medical and Industrial Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O. Box: 31485-498, Karaj-Iran
2- Faculty of Physics and Nuclear Science, Amir Kabir University, P.O. Box: 15875-4413, Tehran - Iran

Abstract: $^{87}\text{Y}/^{87\text{m}}\text{Sr}$ generator is widely used in nuclear medicine. $^{87\text{m}}\text{Sr}(2.8\text{h}, E_{\gamma}=388\text{keV})$ and the parent isotope $^{87}\text{Y}(80.3\text{h}, E_{\gamma}=484\text{keV})$ are used for skeletal scintigraphy and dosimetry modeling. Theoretical studies of cross section indicated that $^{88}\text{Sr}(p,2n)^{87}\text{Y}$ reaction in a cyclotron appears to be an attractive way for high production of ^{87}Y . The aim of this study is to design and fabricate a suitable target for the above reaction. A software in C language has been written to calculate the products yields, and to determine the optimum energy of proton (21-27MeV) and the target thickness in order to get a maximum yield for ^{87}Y and a minimum yield for the rest of products. An increase of yield from 0.41mCi/μA.h for $\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$ target to 0.57mCi/μA.h for ClSr_2 target has been achieved. This gain can be due to the following reasons: i) better heat transfer from the target to the cooling system (with optimizing the target holder), ii) higher melting point of target, iii) increase of Sr weight percent in the target, iv) more activity because of keeping the target surface cool.

Keywords: Cyclotron, Proton, Yttrium, Yield, Cross Section

*email: mghasemi@nrcam.org

۱- مقدمه

شتابدهنده سیکلوترون پژوهشکده تحقیقات کشاورزی، پزشکی و صنعتی کرج با امکان ایجاد باریکه‌های پروتون و دوترون قادر است طیف وسیعی از رادیویزوتوپ‌های مورد استفاده در پزشکی هسته‌ای را تولید کند. با توجه به اینکه رادیویزوتوپ‌های استرانسیوم کاربرد زیادی در پزشکی هسته‌ای دارند و تاکنون شرایط تولید آنها در ایران با سیکلوترون بررسی نشده بود، لذا ^{89m}Sr که کاربرد وسیعی در تصویربرداری از استخوان، نگاره‌برداری تومور در ریشه پستان و مطالعه رشد تومور در استخوان، کبد و طحال دارد، مورد توجه قرار گرفت [۱، ۲ و ۳]. از کاربردهای دیگر ^{89}Y و دخترش ^{89m}Sr می‌توان به ردیابی مسیر ^{90}Y در درمان بیماری‌ها اشاره کرد. از آنجاییکه ^{90}Y فاقد تشعشعات فوتونی است لذا ردیابی مسیر آن در بدن مشکل می‌باشد. اگر از ^{89}Y به همراه ^{90}Y استفاده شود، چون از نظر شیمیایی اختلافی نداشته و مسیر مشترک در متابولیسم دارند در این صورت ^{89}Y با ارسال گاما و پوزیترون به ^{89m}Sr تبدیل شده و بوسیله رادیویزوتوپ دختر می‌توان با ارسال فوتون 388keV محل تجمع و میزان دز داده شده توسط ^{90}Y را مشخص کرد [۴].

چون این پروژة بدن‌بال هدفی است که با تولید ^{89}Y زمینه ساخت ژنراتور $^{89}\text{Y}/^{89m}\text{Sr}$ فراهم شود، بدین منظور مواد اولیه گوناگونی مورد بررسی قرار گرفتند و در نهایت، آزمایشها با نیترات استرانسیوم و کلرید استرانسیوم انجام شدند. استفاده از هدف جامد بصورت قرص (آماده‌سازی آسان نمونه‌ها)، بهینه‌سازی نگهدارنده هدف جامد از نظر انتقال حرارت، انتخاب ماده اولیه با دمای ذوب بالا و محدوده مناسب انرژی از نکاتی بودند که مدنظر قرار داشتند. حذف محصولات ناخواسته و رسیدن به حداکثر بهره تولید برای ^{89}Y موجب شد که آزمایشهای متعددی با پرتابه پروتونی در انرژی‌های مختلف صورت گیرد. نوشتن برنامه‌ای بزبان C با قابلیت بکارگیری آسان برای کاربرد و با توانایی تعیین محدوده مناسب انرژی، ضخامت ماده هدف و میزان تولید محصولات گوناگون توانست نتایج را پیش‌بینی نموده و با صرفه‌جویی در مدت عمل و امکانات، کمک مؤثری به تسریع انجام پروژه نماید. قابل ذکر است که این برنامه برای هدف‌های گوناگون در مقابل پرتابه پروتونی با استفاده از فرمول تجربی Ziegler نوشته شده و با تغییراتی ممکن است در پرتابه‌های دیگر نیز بکار رود [۵].

۲- روش انجام کار

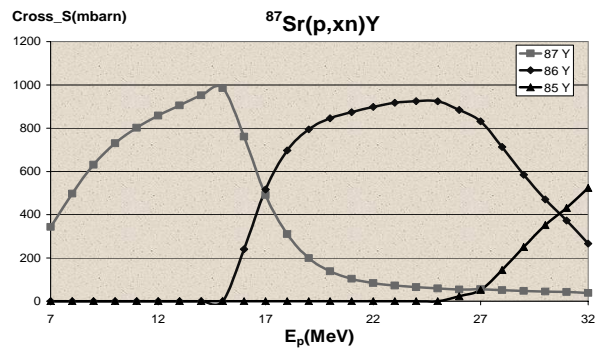
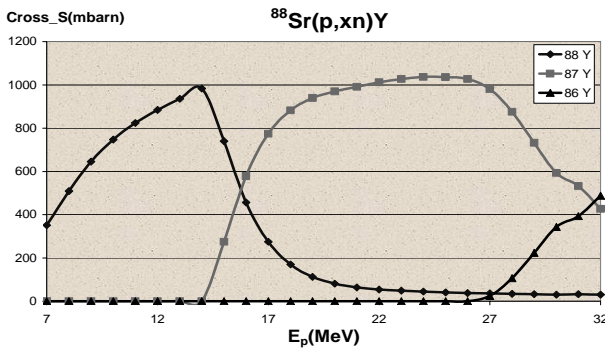
۲-۱ ساخت هدف

مطالعات انجام شده نشان داد که استفاده از هدف معمول (هدف زاویه‌دار) در سیکلوترون برای استرانسیوم به علت عدم امکان آبکاری استرانسیوم روی نگهدارنده هدف، مناسب نیست. لذا هدف استرانسیوم به شکل قرص بر روی یک نگهدارنده مسی با سطح مقطعی مشابه قرص هدف تعبیه گردید (شکل ۱). دیواره مسی پشت قرص در نگهدارنده هدف با آب خنک می‌شود تا حرارت بوجود آمده در اثر برخورد پرتابه‌های پروتونی با قرص، موجب ذوب و یا تبخیر ماده هدف نشود.

بررسی‌های انجام شده با کد آلیس (Alice) روی سطح مقطع واکنش‌هایی که می‌توان آنها را برای تولید ^{89}Y در سیکلوترون موجود بکار برد، نشان می‌دهد که با توجه به فراوانی طبیعی ایزوتوپ‌های استرانسیوم، واکنش برتر $^{88}\text{Sr}(p,2n)^{87}\text{Y}$ می‌باشد (شکل ۲). البته به علت بالا بودن فراوانی طبیعی ایزوتوپ ^{88}Sr (۸۲/۵۸٪)، امکان استفاده از استرانسیوم طبیعی هم میسر می‌باشد [۶]. بکارگیری استرانسیوم طبیعی علاوه بر محصول دلخواه، رادیویزوتوپهای مزاحمی از جمله ^{85}Y ، ^{86}Y تولید می‌کند که باید پارامترهای واکنش هسته‌ای نظیر انرژی باریکه پروتونی، جنس هدف و ضخامت آن طوری در نظر گرفته شوند تا میزان این ناخالصی‌ها به حداقل برسد. با توجه به غنی‌سازی موفق ایزوتوپ‌های استرانسیوم در بخش کاربرد پرتوهای یونی پژوهشکده کرج، استفاده از ایزوتوپ ^{88}Sr با غنای بالاتر از ۹۶٪ ممکن می‌باشد که در آن صورت محصولات مزاحم بطور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابند (فقط ^{89}Y ظاهر می‌شود که با انتخاب محدوده مناسب انرژی پروتون می‌توان آن را به حداقل رساند) [۷].



شکل ۱- نگهدارنده هدف جامد و قرص‌های تهیه شده از نیترات و کلرید استرانسیوم.



شکل ۲- سطح مقطع واکنش‌های ایزوتوپ‌های استرانسیوم با پروتون توسط کد آلیس.

پره‌هایی روی دیواره نگهدارنده هدف (پشت قرص) تعبیه شد که سطح تماس این ناحیه ۲/۲۳ برابر شد.

۲-۲ بمباران هدف

قرص‌های ساخته شده، توسط باریکه پروتونی در محدوده انرژی ۱۵-۲۷ MeV بمباران شدند. مدت بمباران نمونه‌ها بین یک تا دو ساعت و جریان باریکه در محدوده ۰/۵-۳ μA تعیین شد. آزمایش نشان داد که جریان پروتونی بیش از ۳ μA موجب ذوب شدن و یا تبخیر قرص، بویژه در مرکز آن شده و باعث هدر رفتن آکتیویته خواهد شد.

۲-۳ اندازه‌گیری آکتیویته محصولات

آکتیویته محصولات یک ساعت بعد از اتمام بمباران اندازه‌گیری شده‌اند. نمونه بعد از بمباران در آب مقطر حل شده و بعد از اینکه به حجم ۲۰ cc رسانده شد دو قطره آن، در مقابل آشکارساز فوق خالص ژرمانیوم (HPGe)^(۲) شمارش گردید. سیستم تحلیلگر چند کاناله (MCA)^(۳) متصل به آشکارساز با ۴۰۹۶ کانال و قدرت تفکیک ۲ keV در انرژی ۱۳۳۳ keV و نسبت ارتفاع پیک به کامپتون ۱:۳۶ برای شمارش فوتون‌ها بکار رفته است [۸].

برای محاسبه آکتیویته ^{87}Y از $484 \text{ keV} (0.92/2)$ ،

$^{87\text{m}}\text{Y}$ از $381 \text{ keV} (0.78/1)$ ،

^{86}Y از $898 \text{ keV} (0.94)$ ،

^{86}Y از $1076 \text{ keV} (0.82/5)$ و

^{85}Y از $914 \text{ keV} (0.6/8)$ استفاده شد [۹ و ۱۰]،

در این پژوهش با توجه به برد پرتابه پروتونی در نیترا و کلراید استرانسیوم و قدرت توقف ماده هدف که توسط برنامه‌ای بزبان C حساب شدند، ضخامت قرص‌ها طوری در نظر گرفته شد که تولید ^{87}Y در انرژی‌های مختلف پروتون ورودی حداکثر باشد. بدین منظور ضخامت حداقل برای قرص‌های نیترا استرانسیوم ۲/۲ میلی‌متر و برای قرص‌های کلراید استرانسیوم ۲/۸ میلی‌متر تعیین شد. هدف نیترا استرانسیوم به روش فشرده‌سازی بصورت قرص با قطر ۱۳ میلی‌متر و جرم حجمی متوسط $2/8 \text{ g/cm}^3$ ساخته شد که حدود ۴۱٪ آن استرانسیوم بود و نقطه ذوبی حدود ۵۷۰ درجه سلسیوس داشت [۷].

آزمایش TGA^(۱) مشخص نمود، که بلور نمک کلراید استرانسیوم شامل شش مولکول آب است که قبل از تهیه قرص می‌بایست بوسیله عملیات حرارتی آبدگیری شود. بدین منظور پودر کلراید استرانسیوم در کوره‌ای تحت اتمسفر آرگون قرار داده شد و دما با نرخ 100°C/h تا 400°C افزایش یافته و حدود ۲ ساعت در این دما نگه داشته شد که توزین پودر بعد از این مدت بیانگر خروج کامل مولکولهای آب از کریستال بود. نمونه‌های کلراید استرانسیوم نیز به همان روش فشرده‌سازی بصورت قرص درآمدند که جرم حجمی متوسط آنها $2/65 \text{ g/cm}^3$ دارای حدود ۵۵٪ استرانسیوم و نقطه ذوبی حدود ۸۶۸ درجه سلسیوس بودند. افزایش حدود ۳۰۰ درجه سلسیوس در نقطه ذوب برای کلراید استرانسیوم نسبت به نیترا استرانسیوم، موجب افزایش تحمل قرص برای جریان بیشتر باریکه پروتونی گردید بطوریکه حداکثر جریان باریکه پروتونی از یک میکرو آمپر در نیترا استرانسیوم به ۳ μA در کلراید استرانسیوم افزایش یافت. به منظور ارتقاء بهره انتقال حرارت از قرص به سیستم خنک‌کننده نگهدارنده هدف،



۴-۲ بررسی خطا در اندازه‌گیری آکتیویته

بهره تولید عملی از رابطه زیر حساب می‌شود.

$$Yield = \frac{Count \times D_{cof}}{\varepsilon(E) \times B.R. \times 3.7 \times 10^7 \times Q} \left[\frac{mCi}{\mu A.h} \right]$$

خطای نسبی برای شمارش در ثانیه حدود ۵٪، برای $\varepsilon(E)$ (ضریب بازدهی (ضریب رقیق‌سازی محلول) ۲٪، برای $B.R.$ (ضریب بازدهی آشکارساز) ۱۰٪ و در مورد Q (کل بار پروتونهای برخوردی به هدف) تقریباً ۱۰٪ در نظر گرفته می‌شود. خطای نسبی زیاد در $\varepsilon(E)$ ناشی از عدم دسترسی به چشمه‌های استاندارد برای کالیبره کردن دوره‌های آشکارساز بوده و در مورد Q ، به علت پایین بودن جریان باریکه پروتونی (حدود میکرو آمپر) و اندازه‌گیری جریان از روی نمونه و کنده شدن الکترون از آن در اثر برخورد باریکه پروتونی، جریان بیشتر از مقدار واقعی اندازه‌گیری شده و ایجاد خطا می‌کند.

با توجه به مقادیر فوق خطای نسبی در نظر گرفته شده برای Yield حدود ۲۷٪ می‌باشد که در نمودارهای مربوط به بهره تولید عملی منظور شده است ($B.R.$)^(۴) ثابت بوده و در ایجاد خطا نقشی ندارد [۷].

۳- نتایج و بحث

بررسی محصولات احتمالی با توجه به محدوده انرژی باریکه پروتونی، سطح مقطع واکنش‌ها بر اساس کد Alice و درصد فراوانی ایزوتوپ‌های استرانسیوم نشان می‌دهد که تولید رادیوایزوتوپ‌های ^{86}Y ، ^{87m}Y ، ^{87}Y ، ^{88}Y قابل توجه می‌باشند [۱۱]. شکل ۳ میزان آکتیویته محصولات موردنظر را در انرژی‌های مختلف پرتابه پروتونی برای قرص‌های نیترات استرانسیوم بمباران شده نشان می‌دهد.

نکته قابل توجه، بهره نسبی زیاد ^{87m}Y می‌باشد که خود می‌تواند به عنوان مولد ^{87}Y باشد. محاسبات نشان می‌دهد که زمان مربوط به حداکثر آکتیویته ^{87}Y با توجه به آکتیویته ^{87m}Y و ^{87m}Y در پایان مدت بمباران بصورت زیر است.

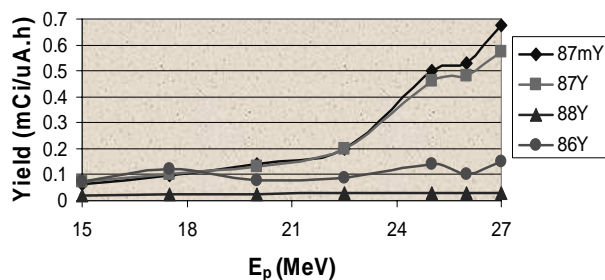
$$t_{max} = \frac{1}{\lambda_2 - \lambda_1} \ln \left[\frac{\lambda_2}{\lambda_1} \left(1 + \frac{A_2^0}{A_1^0} \left(\frac{\lambda_1}{\lambda_2} - 1 \right) \right) \right]$$

که در آن A_1^0 آکتیویته ^{87m}Y در EOB^(۵)، A_2^0 آکتیویته ^{87}Y در EOB و λ_1 ، λ_2 به ترتیب نرخهای تلاشی ^{87m}Y و ^{87}Y می‌باشند [۷ و ۱۲].

محاسبه این مدت برای انرژی‌های مختلف پرتو پروتونی در هدف‌های نیترات استرانسیوم و کلرید استرانسیوم حدود ۳۰ ساعت را نشان می‌دهد که با اندازه‌گیری آکتیویته محصولات بطور تجربی، بهره تولید ماکزیموم برای ^{87}Y در این مدت تأیید شد.

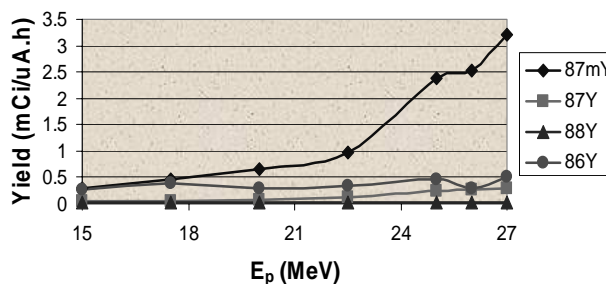
شکل ۴ میزان آکتیویته محصولات را در ۳۰ ساعت بعد از بمباران نشان می‌دهد که در آن آکتیویته‌های ^{87}Y ، ^{87m}Y تقریباً یکسان شده‌اند و رشد آکتیویته ^{87}Y نسبت به محصولات مزاحم قابل توجه است. کاهش بهره به ازای کاهش انرژی پروتون منطقی است (ضخامت قرص‌ها طوری انتخاب شده بودند که بتوان انرژی باریکه را تا حدود چند مگا الکترون ولت رساند) اما در مورد ^{86}Y عدم کاهش بهره وجود ندارد و نوسان جزئی دیده می‌شود. بکارگیری کد Alice و بررسی سطح مقطع تولید ^{86}Y نشان می‌دهد که این رادیونوکلئید در محدوده انرژی کمتر از ۲۷ MeV از ^{88}Sr تولید نمی‌شود و سطح مقطع تولید آن از ^{87}Sr در محدوده انرژی ۲۷-۱۵ MeV تقریباً ثابت و حدود ۸۰۰ میلی‌بارن

Yield Experimental at EOB + 30 h
(Sr(NO₃)₂)

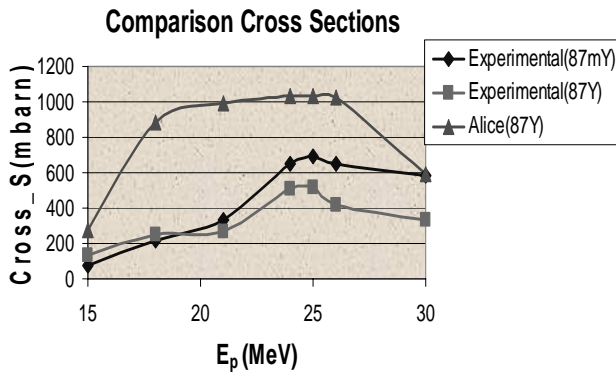


شکل ۴- بهره تولید عملی محصولات در EOB+30 h با استفاده از هدف نیترات استرانسیوم.

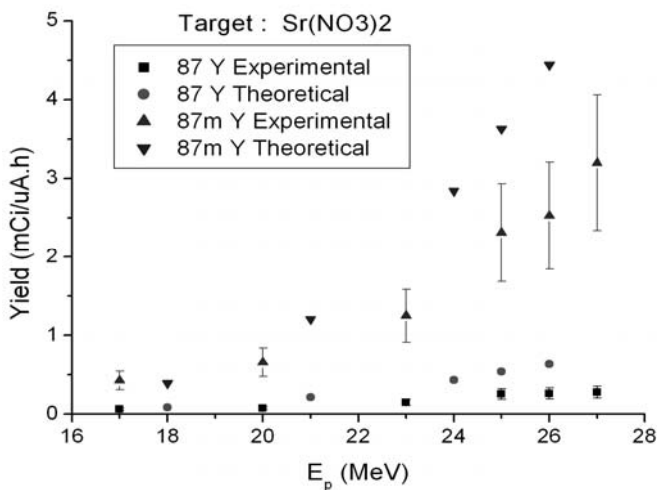
Yield Experimental at EOB
(Sr(NO₃)₂)



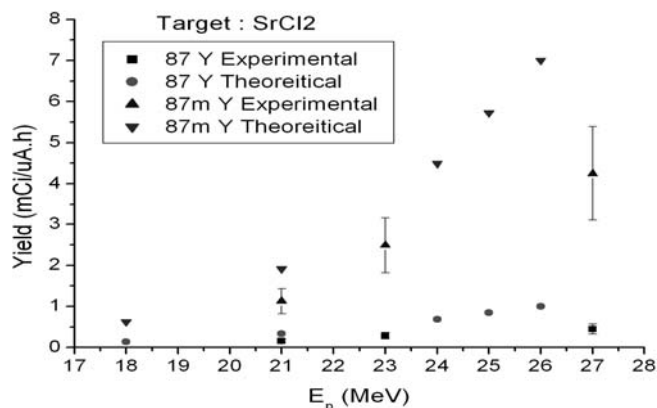
شکل ۳- بهره تولید عملی محصولات در EOB با استفاده از هدف نیترات استرانسیوم.



شکل ۵- مقایسه سطح مقطع تولید ^{87m}Y و ^{87}Y با استفاده از نتایج تجربی (NDS) و کد آلیس.



شکل ۶- مقایسه بهره تولید عملی و تئوری ^{87}Y و ^{87m}Y با استفاده از نیتراسترانسیوم در EOB.



شکل ۷- مقایسه بهره تولید عملی و تئوری ^{87}Y و ^{87m}Y با استفاده از کلرید استرانسیوم در EOB.

است، در حالیکه برای انرژیهای کمتر سرعت کاهش می یابد (شکل ۲). سطح مقطع تولید ^{86}Y از ^{86}Sr در انرژیهای بیشتر از ۱۹ MeV ناچیز بوده و مقدار متوسط آن برای انرژیهای کمتر از ۱۹ MeV حدود ۷۰۰ میلی بارن است. از آنجاییکه فراوانی طبیعی ^{86}Sr و ^{87}Sr اختلاف اندکی دارند می توان گفت سطح مقطع تولید ^{86}Y از استرانسیوم طبیعی در محدوده انرژی پرتو پروتونی بکار رفته تقریباً ثابت می باشد. با توجه به اینکه قرص های انتخاب شده از نظر ضخامت اختلاف زیادی نداشتند لذا بهره تولید ^{86}Y می بایست تقریباً ثابت باشد.

چون با کد Alice نمی توان تفاوتی میان ^{87}Y و ^{87m}Y قائل شد لذا از سطوح مقطع معرفی شده توسط آن فقط می توان روند تغییرات بهره محصولات را در بازه های انرژی حدس زد و بازه مناسب را برای تولید محصول خاص در نظر گرفت. در حالیکه می توان با توجه به سطح مقطع تجربی که برای تولید رادیویازوتوپ های ^{87}Y و ^{87m}Y بطور جداگانه داده شده است (شکل ۵)، میزان بهره تولید تئوری را حساب کرد [۱۳].

برای تعیین بهره تولید تئوری می توان از فرمول زیر که مقدار قدرت توقف باریکه پروتونی در آن در بازه های انرژی موردنظر حساب شده و سطح مقطع واکنش نیز از داده های تجربی NDS^(۶) اقتباس شده است، استفاده کرد:

$$Yield = 0.102 \frac{H(1 - e^{-\lambda})}{M} \int_{E_0}^{E_i} \frac{\delta(E)dE}{S_p(E)} (mCi / \mu A.h)$$

که در آن $\delta(E)$ برحسب میلی بارن، $S_p(E)$ برحسب $\text{MeV.cm}^2/\text{mg}$ ، انرژی برحسب MeV، λ برحسب h^{-1} ، عدد جرمی هدف برحسب g و H درصد فراوانی ایزوتوپی می باشد [۷ و ۱۴].

در شکل های ۶ و ۷ میزان بهره تولید عملی با بهره تولید تئوری (با استفاده از سطح مقطع تجربی DNS) برای محصولات ^{87}Y و ^{87m}Y با استفاده از نیتراسترانسیوم و کلرید استرانسیوم مقایسه شده اند.

جدول ۱- بهره تولید ^{87}Y بر حسب $\text{mCi}/\mu\text{A.h}$ در $\text{EOB}+30\text{ h}$

E(MeV)	$\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$		SrCl_2
20	0.132		-
21	-		0.249
23	-		0.496
25	0.461		-
26	0.483		-
27	0.573		0.818

با توجه به آزمایشهای انجام شده، انرژی مناسب برای پرتابه پروتونی به منظور تولید حداکثر ^{87}Y و حداقل محصولات جانبی، 27 MeV بوده و ضخامت بهینه قرص کلرید استرانسیوم حدود $1/5\text{ mm}$ (در محدوده انرژی 27 MeV - 21) می‌باشد. آکتیویته بدست آمده در شرایط مزبور در 30 ساعت بعد از بمباران حدود $0/57\text{ mCi}/\mu\text{A.h}$ است.

توجه به بهره حاصل از سطح مقطع تجربی ^{88}Sr در مواجهه با پروتون نشان می‌دهد که با بهبود شرایط هدف می‌توان به بهره‌های بالاتری هم دست یافت. از آنجاییکه یکی از علل مهم عدم انتقال حرارت از هدف به نگهدارنده آن، اتصال نه چندان محکم و وجود خلل و فرج بین سطوح قرص و نگهدارنده آن می‌باشد، می‌توان ترکیب موردنظر را در گودی یک صفحه از جنس پلاتین ذوب نمود تا اتصال مناسب ایجاد شود. این روش برای مخلوط اکسید استرانسیوم و کلرید استرانسیوم با نسبت $1:1$ بکار رفته و آکتیویته ^{87}Y در 30 ساعت بعد از بمباران، معادل $1/2\text{ mCi}/\mu\text{A.h}$ گزارش شده است [۶]. عدم دسترسی به اکسید استرانسیوم مانع بررسی مخلوط مذکور به عنوان ماده اولیه در این پژوهش شد. تجارب بدست آمده در کار با هدف‌های جامد و بررسی روشهای گوناگون نشان می‌دهند که خنک کردن از دو طرف، بهترین روش می‌باشد. بدین ترتیب که هدف از پشت توسط آب و از جلو توسط یک گاز سبک با فشار کم (مثل He) سرد شود. در این حالت می‌توان ماده هدف را داخل یک کپسول آلومینیومی قرار داد (افت انرژی پروتون در برخورد با آلومینیوم باید در نظر گرفته شود) و با توجه به بازدهی بالای خنک شدن و نبودن منفذی برای به هدر رفتن آکتیویته، جریان باریکه پروتونی را افزایش داد [۹].

۴- علل کاهش بهره عملی نسبت به بهره تئوری

- کم بودن جریان باریکه پروتونی (چند میکروآمپر) و اندازه‌گیری جریان باریکه روی هدف موجب می‌شود که در اثر برخورد پروتون با نمونه، الکترون از هدف کنده شده و جریان باریکه بزرگتر از مقدار واقعی خوانده شود.
 - خنک شدن نامناسب قرص و بهینه نبودن نگهدارنده هدف از نظر انتقال حرارت که موجب جدا شدن مقداری از نمونه (بویژه ناحیه آکتیو شده آن) در حین بمباران و هنگام انتقال نمونه بعد از بمباران می‌شود.
 - عدم برخورد تمام باریکه پروتونی با قرص بطوریکه مقداری از باریکه پروتونی به نگهدارنده مسی هدف برخورد می‌کند.
 - کاهش سطح مؤثر هدف توسط نگهدارنده قرص (از جنس استیل).
 - تکفام نبودن باریکه پروتونی، خطای دستگاههای اندازه‌گیری و ...
- لازم به ذکر است که بدلیل وجود مشکلات تکنیکی در بمباران نمونه‌های جامد (قرص)، بهره تولید به شدت کاهش می‌یابد. مواردی که به آنها اشاره شده است باعث افت آکتیویته نمونه می‌شوند بطوریکه با اعمال محدوده خطای سیستماتیک (حدود 27%) هم به بهره مورد انتظار حساب شده (با استفاده از سطح مقطع تجربی) نخواهیم رسید (شکلهای ۶ و ۷). لذا سیستم پرتودهی هدف‌های جامد (قرص) باید بر اساس پیشنهادهایی که در انتهای مقاله مندرج است، توسعه یابد. در این صورت می‌توان از باریکه پروتونی سیکلوترون برای تولید طیف وسیعی از رادیوداروها با ماده اولیه جامد و بصورت قرص استفاده کرد.
- بهره تولید ^{87}Y با استفاده از نترات استرانسیوم و کلرید استرانسیوم (بعد از بهینه‌سازی نگهدارنده هدف) بر حسب $\text{mCi}/\mu\text{A.h}$ در جدول ۱ نشان داده شده است.
- رشد نسبی بهره، ناشی از افزایش درصد وزنی استرانسیوم در ترکیب کلرید آن، بهبود شرایط انتقال حرارت در نگهدارنده هدف و کاهش آکتیویته به هدر رفته است.



۵- نتیجه گیری

بهره تولید ^{89}Y در محدوده انرژی مورد نظر به $0.57 \text{ mCi}/\mu\text{A.h}$ رسید که نسبت به قبل از بهینه‌سازی، حدود 39% رشد داشت.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از زحمات جناب آقای دکتر حمید رفیعی و پرسنل بخش شتابدهنده سیکلوترون مرکز کرج بخصوص آقایان دکتر امیررضا جلیلیان و دکتر علی ستاری تشکر و سپاسگزاری می‌نمایم.

پی‌نوشت‌ها:

- ۱- TGA: Thermal Gravimetry Analysis
- ۲- HPGGe: High Pure Germanium
- ۳- MCA: Multi Channel Analyzer
- ۴- BR: Branching Ratio
- ۵- EOB: End of Bombardment
- ۶- NDS: Nuclear Data Section

استرانسیوم به علت رفتار مشابه با کلسیوم در بدن ممکن است در تشخیص و درمان بیماری‌های مربوط به استخوان و بطور موردی برای ارگانهای دیگر بدن مانند معده بکار رود. ^{90}Sr ، ^{89}Sr ، ^{87}Sr ، ^{86}Sr ، ^{85}Sr از رادیویزوتوپهای این عنصر هستند که کاربرد پزشکی هسته‌ای دارند. $^{87\text{m}}\text{Sr}$ بعلاوه نیمه‌عمر کوتاه و فوتون گاما با انرژی 388 keV کاربرد تشخیصی دارد. بررسی‌ها نشان می‌دهند شتابدهنده‌های سیکلوترون برای تولید این رادیودارو بکار می‌روند.

واکنش ارجح، $^{88}\text{Sr}(p,2n)^{87\text{m}}\text{Y}$ می‌باشد که بدنبال آن ژنراتور $^{89}\text{Y}/^{87\text{m}}\text{Sr}$ تهیه می‌شود. واکنش‌های دیگری نظیر $^{87}\text{Rb}(^3\text{He},3n)^{87\text{m}}\text{Y}$ و $^{87}\text{Rb}(^3\text{He},n)^{87\text{m}}\text{Y}$ ، $^{90}\text{Zr}(p,a)^{87}\text{Y}$ وجود دارند ولی بهترین گزینه با توجه به امکانات موجود، واکنش بکار رفته در این پروژه است زیرا فراوانی طبیعی ^{88}Sr بیشتر از 80% درصد بوده و نیاز به غنی‌سازی ندارد در حالیکه فراوانی طبیعی، ^{90}Zr حدود 50% است. ضمناً سیکلوترون موجود، فقط می‌تواند باریکه پروتون و دوترون تولید نماید و قادر به تولید پرتو ^3He نمی‌باشد.

ماده اولیه‌ای که برای هدف انتخاب شد نیترات استرانسیوم بود. این ترکیب قابل دسترس بوده و خلوص بالایی هم داشت (99%). با توجه به آزمایش‌های انجام شده بهترین محدوده انرژی برای تولید حداکثر ^{89}Y و حداقل محصولات جانبی دیگر $21-27 \text{ MeV}$ می‌باشد. مقایسه بهره تولید عملی بدست آمده با بهره تئوری حساب شده، نشان داد که بهره تولید بدست آمده ایده‌آل نبوده که این ناشی از کم بودن درصد وزنی استرانسیوم در نیترات آن و عدم انتقال مناسب حرارت، از هدف به سیستم خنک‌کننده بود. به منظور افزایش بهره، اولاً از کلرید استرانسیوم آبیگری شده با 55% درصد استرانسیوم (14% بیشتر از نیترات استرانسیوم) و نقطه ذوبی حدود 868 درجه سلسیوس (300 درجه بالاتر از نیترات استرانسیوم) استفاده شد. ثانیاً، تغییراتی در طراحی نگهدارنده هدف بوجود آمد تا بتوان قابلیت هدایت حرارتی آن را افزایش داد. بدین صورت که فاصله قرص تا دیواره حداقل شده و پره‌هایی روی دیواره پشتی قرص تعبیه گردید تا سطح تماس آب خنک‌کننده با دیواره افزایش یابد. با این تمهیدات



References:

1. E. Leicht, R. Berberich, "Tumoral calcinosis: accumulation of bone-seeking tracers in the calcium deposits," *Eur. J. Nucl. Med.*, Vol.4, 419-421(1979).
2. K. Schomacker, B. Hientzsch, "Biokinetics of tumor-affinity yttrium preparations," *Nuclear Medicine* (1995).
3. Prashant, K. Rohatgi, "Strontium 87m lung scans in pulmonary aspergillosis," *AMJ Roentgenol*, Vol.129, 879-882 (1977).
4. G. Sgouros, "Yttrium-90 biodistribution by yttrium-87 imaging: a theoretical feasibility analysis," *Med Phys* (1998).
5. Ziegler, J.F. Biersack, Littmark "The stopping and range of ions in solids," (1985).
6. A.G.M. Janssen, R.A.M.J. Claessens, "A rapid and high-yield preparation method for $^{87}\text{Y}/^{87\text{m}}\text{Sr}$ generator, using the $^{88}\text{Sr}(p,2n)$ reaction," Department of physics, Eindhoven university of technology, *Appl. Radi. Isot.* Vol.37, 297-303 (1986).
7. م.ر. قاسمی، پایان نامه کارشناسی ارشد، "طراحی و ساخت هدف مناسب جهت تهیه $^{87\text{m}}\text{Sr}$ برای مصارف پزشکی،" دانشکده فیزیک و علوم هسته‌ای، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (۱۳۸۲).
8. S.M. Haji saeid, Afarideh-H, "The NRCAM cyclotron facilities," *Cyclotrons and their applications*, New Jersey, World Scientific, 128-131 (1995).
9. Wu-long Cheng, Ai-Ren Lo, "A simple and rapid method for the preparation of $^{87}\text{Y}/^{87\text{m}}\text{Sr}$ generator," Institute of Nuclear Energy Research Atomic Energy, Council, Vol.245, 31-36 (2000).
10. Yoshio Homma, Michiko Ishii, "Excitation function and yields for the production of $^{87\text{m}}\text{Y}$ and preparation of a $^{87\text{m}}\text{Sr}$ generator," *Inter. Journal of App. Radiation and Isotopes*, Vol. 31, 399-403 (1980).
11. Richard, B. Firestone, "Table of isotopes CD-Rom "Lawrence Berkley N.L.university of California (1996).
12. S. Krane-Kenneth, "Introductory Nuclear Physics," John wiley & sons, New York (1988).
13. D.R. Sachdev, N.T. Porile, L. Yaffe, "Reaction of Sr-88 with protons of energies 7-85 MeV," EXFOR (1967).
14. S.M. Qaim "Nuclear data for medical applications," *Radiochemistry. Acta*, Vol.89, 89-196 (2001).