



آنالیز عنصری تومور در فانتوم چشم با استفاده از شمارش گاماها‌ی آنی گسیل شده در پروتون درمانی

فرشته ساحلی^۱، ناصر وثوقی^۱، زعفر ریازی^{۲*}، فاطمه سادات رسولی^۳

۱. دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، صندوق پستی: ۱۴۵۸۸۸۹۶۹۴، تهران - ایران

۲. پژوهشکده فیزیک و شتابگرها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۱۴۱۵۵-۱۳۳۹، تهران - ایران

۳. دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، صندوق پستی: ۱۹۶۹۷۶۴۴۹۹، تهران - ایران

*Email: zafar.riazi@gmail.com

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۶/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۸/۷

چکیده

طیف گامای آنی تولید شده حین تابش پروتون به بافت، برای آنالیز عنصری بافت تحت درمان به کار گرفته می‌شود. هدف اصلی این آنالیز در پروتون درمانی ردیابی غلظت اکسیژن در بافت تومور است. پایش برخط تغییر غلظت این عنصر پزشک را به سمت ارزیابی روند بهبود و تخمین پاسخ بدن بیمار به درمان هدایت می‌کند. در این مطالعه طیف گاما آنی یک فانتوم چشم انسان در آشکارساز HPGe با استفاده از ابزار Geant4 شبیه‌سازی شده و آنالیز عنصری تومور در این فانتوم با به‌کارگیری شبکه عصبی انجام شد. در این آنالیز ۳۳ نمونه از فانتوم چشم حاوی تومورهای متفاوت از نظر چگالی و درصد عناصر تشکیل‌دهنده شبیه‌سازی شد که از ۲۱ نمونه برای آموزش شبکه عصبی و از ۶ نمونه برای آزمون و از ۶ نمونه برای راستی‌آزمایی شبکه استفاده شده است. نتایج این مطالعه نشان داد که همبستگی خوبی بین نتایج پیش‌بینی شده توسط شبکه عصبی و نتایج مورد انتظار وجود دارد. نتایج نشان داد که درصد خطای اکسیژن برای نمونه‌های آزمون کمتر از ۵/۸ درصد، برای کربن کمتر از ۱۲/۷ درصد و برای نیتروژن کمتر از ۲۵ درصد به دست آمده است. لذا پتانسیل این آنالیز کمی برای بافت‌های ناهمگن جهت تخمین درصد جرمی اکسیژن تأیید می‌شود.

کلیدواژه‌ها: آنالیز عنصری، گاما آنی، پروتون‌تراپی، فانتوم چشم، شبکه عصبی

Elemental analysis of tumor in eye phantom using prompt gamma-rays counting in proton therapy

F. Saheli¹, N. Vosoughi¹, Z. Riazi^{2*}, F.S. Rasouli³

1. Department of Energy Engineering, Sharif University of Technology, P.O.BOX: 1458889694, Tehran - Iran

2. Physics and Accelerators Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran-Iran

3. Department of Physics, K.N. Toosi University of Technology, P.O.Box: 1969764499, Tehran - Iran

Research Article

Received 26.8.2022, Accepted 29.10.2022

Abstract

The proton induced prompt gamma spectrum is applied for elemental analysis of irradiation tissues. The main purpose of the analysis in proton therapy is to track oxygen concentration in abnormal tissues. Online monitoring of oxygen concentration over a full course of treatment could provide a direct method for evaluating the response of these tissues to proton therapy and this information on the response of the tumor and healthy tissues to irradiation could then be used by the oncologist to adjust the patient's treatment plan to ensure proper dose delivery to the tumor. In this study, the prompt gamma spectrum of a human eye phantom is simulated in an HPGe detector using the Geant4 toolkit, and the elemental analysis is accomplished using an artificial neural network (ANN). In the analysis, 33 eye phantoms are considered with different tumors, including different densities and elemental compositions. 21 samples were used as train data in ANN and 6 samples for testing and 6 samples for validation. The results show that there is a good correlation between outputs and targets. They show that the error percent of oxygen, carbon, and nitrogen in test samples are less than 5.8, 12.7, and 25%, respectively. Finally, the potential of quantitative elemental analysis of inhomogeneous targets is confirmed for providing a method to track change in the oxygen level of tumors.

Keywords: Elemental analysis, Prompt gamma, Proton therapy, Eye phantom, Neural network



۱. مقدمه

راستی آزمایی برد باریکه پروتون از ملزومات بهبود پروتون درمانی است. اگر برد باریکه به صورت دقیق مشخص باشد، حاشیه های برد کاهش می یابد و امکان طراحی طرح درمان بهینه وجود خواهد داشت و منجر به دز انتگرالی کم تر به بیمار می شود. پایش پیوسته انحرافات در پایان برد هم چنین می تواند امکان به روز کردن و اصلاح در طی دوره درمان را تسهیل کند [۱، ۲]. آنالیز عنصری بافت تحت درمان یکی از روش های مورد تحقیق برای پیش بینی دقیق محل پیک براگ و برد پروتون و نقشه توان توقف بافت می باشد. هم چنین دنبال کردن تغییرات عنصری بافت تحت درمان در حین جلسات درمانی می تواند امکان پایش روند بهبود را فراهم کند. از آن جایی که هر عنصر در بافت تحت تابش طیف گاما های آنی منحصر به فردی تولید می نماید، ثبت و تحلیل طیف گاما های آنی گسیل شده از بافت تحت تابش یکی از روش های آنالیز عنصری برخط بافت است [۳، ۴].

در رویکرد آنالیز عنصری نمونه مجهول با استفاده از قله های موجود در طیف آشکارساز، به کمک انرژی قله های موجود در طیف، ایزوتوپ مورد نظر را تشخیص می دهند و با استفاده از مقدار شمارش ثبت شده زیر هر قله، مقدار عنصر یا ایزوتوپ موجود در نمونه استخراج می شود. روش آنالیز قله بیش تر با آشکارسازهای با قدرت تفکیک عالی مانند آشکارسازهای نیمه هادی $HPGe^1$ و $Ge(Li)$ صورت می گیرد [۲]. علت استفاده از آشکارسازهای با قدرت تفکیک عالی در این روش این است که تداخل قله های طیف با یک دیگر صورت نگیرد.

در سال ۲۰۰۹ Polf و همکارانش [۵] با استفاده از شبیه سازی مونت کارلو نتایج مربوط به گسیل ثانویه گامای آنی تولید شده از طریق برهم کنش های پروتون- هسته با بافت در حین پروتون درمانی برای بازه انرژی ۲/۵ تا ۲۵۰ MeV را مورد مطالعه قرار دادند. طیف گاما ثبت شده از بافت ها با محتویات عنصری مختلف و هم چنین تابش های گامای آنی گسیل شده در حین تحویل یک قله براگ پهن شده باریکه کلینیکی پروتون ($SOBP^2$) در یک فانتوم همگن آب و یک فانتوم آب که بافت های ناهمگنی در آن جای گرفته برای بررسی همبستگی بین تولید تابش گامای آنی و تحویل دز پروتون محاسبه شده است. نتایج نشان داد که طیف تابش گامای آنی برای هر نوع بافت مورد مطالعه متفاوت است و شدت نسبی گامای آنی گسیل شده از یک بافت مشخص، متناسب با غلظت هر عنصر در بافت است. در نهایت بر مبنای نتایج به دست آمده، پتانسیل استفاده از گسیل گامای آنی به عنوان یک روش برای

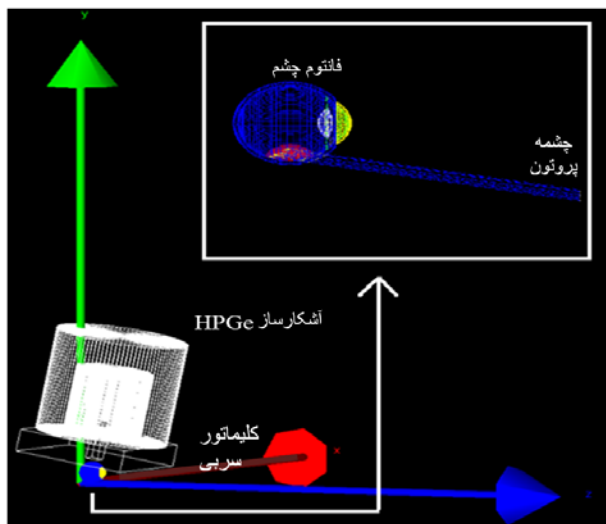
راستی آزمایی دقت و کارایی دز تحویل شده به بافت در پروتون درمانی مطرح شده است. این مطالعه مونت کارلویی با کد MCNPX جهت بررسی طیف گامای آنی مربوطه به اهداف استخوان، ماهیچه، چربی و بافت ریه انجام گرفته و در هر مورد عناصر اصلی تشکیل دهنده بافت از روی گزارش ها ICRU تعریف شده و همبستگی بین گسیل تابش گامای آنی کل و پروفایل دز پروتون انباشت شده حاصل از تحویل باریکه کلینیکی $SOBP$ در یک فانتوم آب همگن و یک فانتوم محتوی ناهمگنی مورد مطالعه قرار گرفته است. پس از این مطالعه Polf و همکارانش در سال ۲۰۰۹ اولین اندازه گیری های مربوط به طیف گامای آنی را به طور تجربی انجام دادند [۶]. این اندازه گیری ها با استفاده از آشکارساز $HPGe$ حفاظ گذاری شده با سرب (حفاظ گذاری غیر فعال) یا یک سیستم سرکوب کامپتون (حفاظ گذاری فعال) انجام شده است. این اندازه گیری ها نشان داد که امکان تمیز دادن خطوط گامای مشخصه اتم های تشکیل دهنده عناصر اصلی (کربن، اکسیژن و کلسیم) در فانتوم تحت تابش وجود دارد. نتایج اندازه گیری ها و شبیه سازی مونت کارلو با ابزار Geant4 نشان داد که طیف محاسبه شده، توافق خوبی با طیف اندازه گیری شده دارد. اندازه گیری های تجربی انجام شده جهت بررسی طیف گامای آنی گسیل شده از فانتوم های پلاستیکی تحت تابش با باریکه پروتون تولید شده از سیکلوترون ابررسانا $K500$ موجود در دانشگاه تگزاس انجام شده است.

آنالیز عنصری بافت همگن با استفاده از اطلاعات زیر قله ی طیف گاما آنی گسیل شده حین پروتون تراپی با روش برازش خطی در سال ۲۰۱۳ توسط Polf و همکارانش [۳] پیشنهاد شده و در مطالعات پیشین ما [۴] نیز توسعه یافته است. در این مقاله کاربرد روش آنالیز زیر قله را برای حالت هایی که بافت تحت تابش، ناهمگن باشد (از نظر تفاوت چگالی و درصد عنصری) مدنظر است. در این حالت شمارش گاما های آنی حاوی اطلاعات کمی از ناحیه تومور است و بیش تر اطلاعات از بستر بافت سالم اطراف تومور است. بنابراین شمارش های گاما ثبت شده از ناحیه مدنظر و شمارش های نویز که از نواحی دیگر بافت تولید و در آشکارساز ثبت می شوند ترکیب شده است. این مسایله پیچیدگی آنالیز عنصری بافت های ناهمگن با استفاده از شمارش های گاما آنی تولید شده حین پروتون درمانی را نشان می دهد. بنابراین در این مطالعه پتانسیل استفاده از شمارش های گاما های آنی در تعیین غلظت اکسیژن تومور چشم در حضور حجم نویز بالا مورد بررسی قرار گرفته است. در این پژوهش شبیه سازی ها با استفاده از ابزار مونت کارلو Geant4 و با استفاده از آشکارساز $HPGe$ مدل سازی شده [۷] برای فانتوم چشم انسان انجام شده است.

1. High Purity Germanium
2. Spread Out Bragg Peak



به عنوان ورودی و جرم عناصر به عنوان خروجی شبکه عصبی توسعه داده شده، انجام شده است. ورودی‌های شبکه براساس انحراف معیار بین نتیجه شمارش‌های گامای آنی قله‌های شناسایی شده از طیف گامای این ۳۳ نمونه و هم‌چنین براساس بررسی هم‌پوشانی قله تک فرار و دو فرار هر قله انرژی با سایر قله‌های اصلی موجود در طیف انتخاب شده است. در آنالیز نمونه‌های فانتوم چشم، از شمارش گاماهاى آنی ثبت شده در آشکارساز در انرژی‌های ۱۳/۶، ۴۴/۴، ۳۱/۲، ۷۴/۲ و ۶۴/۱ MeV به عنوان ورودی شبکه عصبی پرسپترون چند لایه (MLP^5) استفاده شده است و جرم اکسیژن، کربن و نیتروژن خروجی‌های شبکه را تشکیل می‌دهند (جدول ۳). پس از آزمایش شبکه‌های عصبی MLP با ساختارهای مختلف، نهایتاً شبکه شامل یک لایه مخفی با ۹ نرون است که تابع فعال‌سازی نرون‌های لایه مخفی $tansig$ و تابع نرون‌های خروجی $satlin$ است. جهت آموزش شبکه عصبی، الگوریتم لوبنبرگ-مارگوارت موجود در نرم‌افزار متلب به کار برده شد. این الگوریتم در مقایسه با سایر الگوریتم‌های موجود از هم‌گرایی خوبی برخوردار است. از ۳۳ نمونه شبیه‌سازی شده، ۲۱ نمونه برای آموزش شبکه و ۶ نمونه برای آزمون و ۶ نمونه راستی‌آزمایی به کار گرفته شده است. هم‌چنین نتایج به دست آمده با لحاظ کردن خطای آماری شمارش‌ها به عنوان ضریب توزین داده‌های ورودی حاصل شده است.



شکل ۱. چیدمان شبیه‌سازی Geant4 برای ثبت طیف گاما آنی فانتوم چشم در آشکارساز HPGe.

۲. مواد و روش‌ها

شبیه‌سازی طیف‌های ثبت شده براساس چیدمان شکل ۱ انجام شده است. فانتوم در این شبیه‌سازی‌ها، مدل ریاضی هندسه چشم است، با اجزاء مختلف که با اشکال هندسی ساده‌تری تقریب زده می‌شوند [۸، ۹]. جنس مواد تشکیل‌دهنده اجزاء مختلف فانتوم چشم در جدول ۱ آورده شده است.

با توجه به پیچیدگی طیف گاما آنی فانتوم‌ها، ناشی از نزدیک بودن درصد عناصر و حضور قله‌های نزدیک به هم از نظر انرژی در طیف عناصر اصلی بافت‌های بدن استفاده از آشکارساز با قدرت تفکیک انرژی بالا HPGe با مشخصاتی که در [۷] ارایه شده، برای ثبت دقیق شمارش‌های هر قله گاما در طیف هر فانتوم استفاده شده است.

شبیه‌سازی برهم‌کنش‌های هسته‌ای ناشی از تابش پروتون به عناصر مهم بافت‌های بدن با استفاده از مدل‌های برهم‌کنش‌های هسته‌ای موجود در کد Geant4 انجام شده است. Geant4 رخدادهای هسته‌ای را با استفاده از مدل‌های برهم‌کنش هسته‌ای موجود در این ابزار تولید می‌کند. در این مقاله از یک مدل آبشار دوتایی^۱ استفاده شده که یک آبشار درون هسته‌ای^۲ و به دنبال آن یک مدل پیش‌ترکیبی^۳ و مدل واانگیزش^۴ انجام می‌شود. این مدل برای کاربردهای پروتون درمانی توصیه شده است [۱۰، ۱۱]. درحالی‌که مطالعات انجام شده نشان داد که آبشار برتینی فقط یک مدل ساده برای گسیل گاماهاى آنی ارایه می‌دهد و سطوح انرژی گسسته هسته‌ای را در نظر نمی‌گیرد.

در این مقاله، مجموعه فیزیک‌های استاندارد الکترومغناطیس از کتابخانه Geant4، برای شبیه‌سازی اندرکنش‌های الکترومغناطیسی پروتون‌های فرودی و همه ذرات ثانویه تولید شده برای بازه انرژی بالاتر از ۱ keV به کار گرفته شده است. هم‌چنین مدل‌های G4Elastic و G4Decay به ترتیب برای در نظر گرفتن پراکندگی کشسان تمام هادرون‌ها و فرایندهای واپاشی هسته برانگیخته مورد استفاده قرار گرفته است. مدل پیش‌ترکیب توسعه داده شده توسط Jeyasugiththan [۱۱] برای مدل کردن برهم‌کنش‌های غیرکشسان پروتون که موجب تولید خطوط گاما آنی می‌شود، مورد استفاده قرار گرفته است.

در این مطالعه ۳۳ فانتوم چشم با تومورهای متفاوت براساس جدول ۲ به عنوان بافت ناهمگن تعریف شده است. آنالیز عنصری این نمونه‌ها با استفاده از شمارش‌های قله‌های منتخب

1. Binary Cascade Model
2. Intranuclear Cascade
3. Pre-Compound
4. De-Excitation



جدول ۱. درصد عناصر تشکیل دهنده اجزای فانتوم چشم [۸]

بافت	چگالی (g.cm ^{-۳})	H	C	N	O	Na	P	S	Cl	K
قرنیه	۱٫۰۵۰	۱۰٫۱۶	۱۱٫۹۹	۳٫۶۴	۷۴٫۱۱	-	-	۰٫۰۹	-	-
صلبیه	۱٫۰۵۰	۹٫۷۰	۱۶٫۹۶	۴٫۹۹	۶۸٫۳۱	-	-	۰٫۰۳	-	-
زجاجیه	۱٫۰۵۰	۱۱٫۰۹	-	-	۸۸٫۰۴	۰٫۳۸	-	-	۰٫۴۵	۰٫۰۳
زلالیه	۱٫۰۵۰	۱۱٫۱۰	۰٫۱۰	-	۸۸٫۱۰	-	۰٫۳۰	-	۰٫۴۰	-
عدسی	۱٫۰۵۰	۹٫۶۰	۱۹٫۵۰	۵٫۷۰	۶۴٫۶۰	۰٫۱۰	۰٫۱۰	۰٫۳۰	۰٫۱۰	-
عتبیه	۱٫۰۵۰	۱۰٫۲۰	۱۴٫۳۰	۳٫۴۰	۷۱٫۰۰	۰٫۱۰	۰٫۲۰	۰٫۳۰	۰٫۱۰	۰٫۴۰
تومور	۱٫۰۵۰	۹٫۴۰	۲۱٫۲۰	۵٫۶۰	۶۱٫۵۰	۰٫۲۵	۰٫۵۱	۰٫۶۴	۰٫۳۹	۰٫۵۱

جدول ۲. چگالی، شعاع، حجم و درصد وزنی عناصر اکسیژن، نیتروژن، کربن و هیدروژن تومور در فانتوم چشم

نمونه	شعاع (cm)	حجم (cm ^۳)	چگالی (g/cm ^۳)	درصد اکسیژن	درصد نیتروژن	درصد کربن	درصد هیدروژن
۱	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۴	۶۲٫۹۵	۵٫۷۳	۲۱٫۷	۹٫۶۲
۲	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۱	۶۲٫۹۵	۵٫۷۳	۲۱٫۷	۹٫۶۲
۳	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۶۲٫۹۵	۵٫۷۳	۲۱٫۷	۹٫۶۲
۴	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۵	۶۲٫۹۵	۵٫۷۳	۲۱٫۷	۹٫۶۲
۵	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۳	۶۱٫۲۰	۵٫۱۰	۲۳٫۵	۱۰٫۲۰
۶	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۰٫۹۹	۶۱٫۲۰	۵٫۱۰	۲۳٫۵	۱۰٫۲۰
۷	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۶۱٫۲۰	۵٫۱۰	۲۳٫۵	۱۰٫۲۰
۸	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۴	۶۱٫۲۰	۵٫۱۰	۲۳٫۵	۱۰٫۲۰
۹	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۴	۶۴٫۵۰	۴٫۵۰	۲۰	۱۱
۱۰	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۱	۶۴٫۵۰	۴٫۵۰	۲۰	۱۱
۱۱	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۶۴٫۵۰	۴٫۵۰	۲۰	۱۱
۱۲	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۵	۶۴٫۵۰	۴٫۵۰	۲۰	۱۱
۱۳	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۳	۵۶٫۵۰	۵٫۳۰	۲۶	۱۲٫۲۰
۱۴	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۰٫۹۹	۵۶٫۵۰	۵٫۳۰	۲۶	۱۲٫۲۰
۱۵	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۵۶٫۵۰	۵٫۳۰	۲۶	۱۲٫۲۰
۱۶	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۴	۵۶٫۵۰	۵٫۳۰	۲۶	۱۲٫۲۰
۱۷	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۴	۶۷	۴٫۶۰	۱۹	۹٫۴۰
۱۸	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۱	۶۷	۴٫۶۰	۱۹	۹٫۴۰
۱۹	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۶۷	۴٫۶۰	۱۹	۹٫۴۰
۲۰	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۵	۶۷	۴٫۶۰	۱۹	۹٫۴۰
۲۱	۰٫۵۹	۰٫۲۴۷	۱٫۰۳	۶۲٫۵۰	۴٫۰۵	۱۹٫۵	۱۳٫۹۵
۲۲	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۰٫۹۹	۶۲٫۵۰	۴٫۰۵	۱۹٫۵	۱۳٫۹۵
۲۳	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۶۲٫۵۰	۴٫۰۵	۱۹٫۵	۱۳٫۹۵
۲۴	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۴	۶۲٫۵۰	۴٫۰۵	۱۹٫۵	۱۳٫۹۵
۲۵	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۴	۵۸٫۵۰	۶	۱۷	۱۸٫۵۰
۲۶	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۱	۵۸٫۵۰	۵	۱۷	۱۹٫۵۰
۲۷	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۵۸٫۵۰	۶	۱۷	۱۸٫۵۰
۲۸	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۵	۵۸٫۵۰	۶	۱۷	۱۸٫۵۰
۲۹	۰٫۶	۰٫۲۶۰	۱٫۰۳	۵۴	۵٫۷	۲۲٫۶۰	۱۷٫۷۰
۳۰	۰٫۶۵	۰٫۳۳۲	۰٫۹۹	۵۴	۵٫۷	۲۲٫۶۰	۱۷٫۷۰
۳۱	۰٫۵۵	۰٫۱۹۸	۱٫۱	۵۴	۵٫۷	۲۲٫۶۰	۱۷٫۷۰
۳۲	۰٫۷	۰٫۴۱۵	۰٫۹۴	۵۴	۵٫۷	۲۲٫۶۰	۱۷٫۷۰
۳۳	۰٫۶	۰٫۲۶	۱٫۰۴	۵۹	۴٫۹	۲۴	۱۲٫۱



جدول ۳. شمارش گاماهاى آنی ثبت شده در قله‌هاى منتخب (ورودی شبکه عصبی) و جرم عناصر در تومورهاى (خروجی شبکه عصبی)

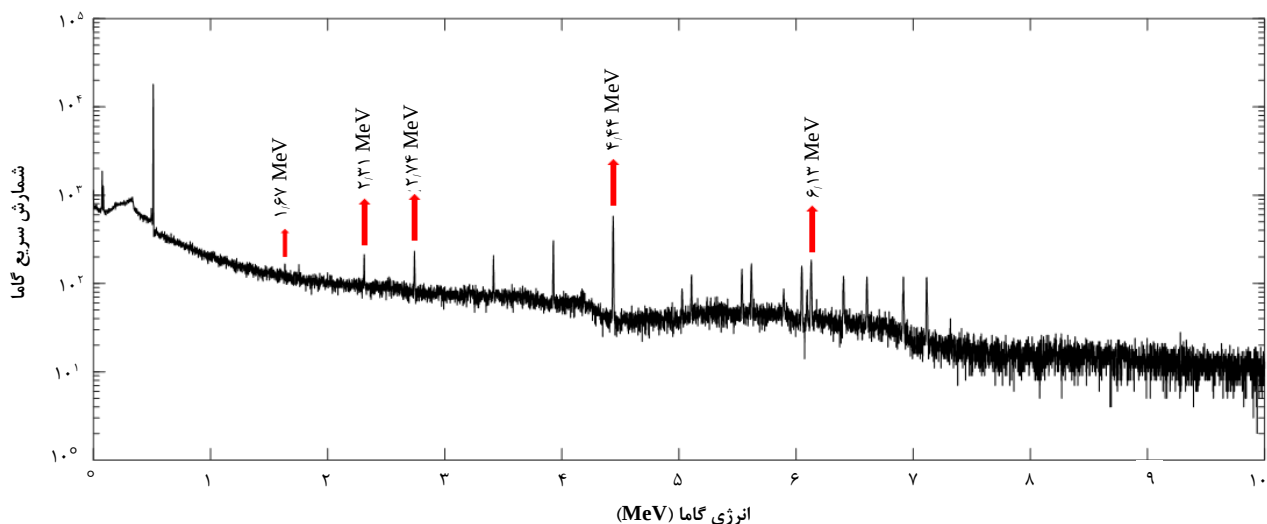
خروجی شبکه عصبی			ورودی شبکه عصبی				
جرم اکسیژن (g)	جرم کربن (g)	جرم نیتروژن (g)	شمارش گامای ^{60}Co (PG/Gy)	شمارش گامای ^{137}Cs (PG/Gy)	شمارش گامای ^{226}Ra (PG/Gy)	شمارش گامای ^{232}Th (PG/Gy)	شمارش گامای ^{238}U (PG/Gy)
۰.۱۷۰۳	۰.۰۵۸۷	۰.۰۱۵۵	۱۰۱۱۲۰	۲۱۲۳۷۹	۴۶۱۶۵	۱۳۹۳۴۳	۸۹۸۳۸
۰.۲۰۹۱	۰.۰۷۲۱	۰.۰۱۹۰	۱۱۶۷۶۷	۲۵۱۴۸۶	۵۴۶۳۲	۱۵۸۴۷۲	۱۰۳۱۴۶
۰.۱۳۷۴	۰.۰۴۷۴	۰.۰۱۲۵	۸۶۳۶۶	۱۸۳۱۲۴	۳۹۹۶۹	۱۱۵۸۲۸	۷۰۳۴۴
۰.۲۴۸۰	۰.۰۸۵۵	۰.۰۲۲۶	۱۲۹۰۱۴	۲۸۵۶۵۱	۵۹۱۵۳	۱۸۴۲۵۳	۱۱۶۶۷۱
۰.۱۶۴۰	۰.۰۶۳۰	۰.۰۱۳۷	۹۴۲۸۰	۲۱۴۱۹۴	۴۱۴۳۱	۱۲۸۶۳۷	۸۰۶۴۷
۰.۲۰۱۲	۰.۰۷۷۳	۰.۰۱۶۸	۱۱۱۸۶۳	۲۴۶۳۶۵	۵۲۴۷۸	۱۵۲۶۱۴	۱۰۰۰۵۳
۰.۱۳۳۶	۰.۰۵۱۳	۰.۰۱۱۱	۸۳۶۵۰	۱۸۴۳۸۲	۳۷۶۸۱	۱۱۷۷۱۲	۷۱۱۰۹
۰.۲۳۸۶	۰.۰۹۱۶	۰.۰۱۹۹	۱۳۲۲۱۲	۲۷۸۳۵۵	۵۹۱۱۶	۱۷۶۵۹۹	۱۰۸۴۷۱
۰.۱۷۴۵	۰.۰۵۴۱	۰.۰۱۲۲	۹۷۰۵۹	۲۰۸۴۹۳	۴۴۰۵۲	۱۳۲۶۷۱	۸۶۹۷۲
۰.۲۱۴۲	۰.۰۶۶۴	۰.۰۱۴۹	۱۲۱۳۰۵	۲۴۲۷۵۵	۴۸۲۵۵	۱۵۲۶۱۲	۹۹۱۸۱
۰.۱۴۰۸	۰.۰۴۳۷	۰.۰۰۹۸	۸۴۴۲۶	۱۸۱۴۷۸	۳۵۱۷۲	۱۱۸۷۹۲	۷۱۷۲۷
۰.۲۵۴۱	۰.۰۷۸۸	۰.۰۱۷۷	۱۳۸۷۶۴	۲۷۳۱۳۵	۵۷۱۸۸	۱۷۸۳۲۹	۱۱۲۶۲۹
۰.۱۵۱۴	۰.۰۶۹۷	۰.۰۱۴۲	۸۶۴۴۷	۲۰۶۷۸۸	۴۳۶۰۴	۱۲۸۴۹۷	۸۰۳۱۷
۰.۱۸۵۸	۰.۰۸۵۵	۰.۰۱۷۴	۱۰۵۰۹۴	۲۴۴۹۱۹	۴۹۵۸۳	۱۴۶۴۹۲	۹۸۱۸۱
۰.۱۲۳۳	۰.۰۵۶۸	۰.۰۱۱۶	۷۶۱۲۷	۱۸۳۵۲۹	۳۶۲۹۶	۱۰۹۷۰۷	۷۰۱۸۷
۰.۲۲۰۲	۰.۱۰۱۳	۰.۰۲۰۷	۱۲۰۵۹۹	۲۸۴۱۲۹	۵۶۱۲۹	۱۶۲۰۸۲	۱۰۹۲۴۱
۰.۱۸۱۳	۰.۰۵۱۴	۰.۰۱۲۴	۱۰۴۹۸۹	۲۱۲۹۵۴	۴۴۲۲۲	۱۳۳۵۲۰	۸۲۲۱۷
۰.۲۲۲۵	۰.۰۶۳۱	۰.۰۱۵۳	۱۲۴۱۳۳	۲۴۷۹۲۸	۵۲۴۲۶	۱۵۵۸۶۰	۱۰۰۰۶۴۰
۰.۱۴۶۳	۰.۰۴۱۵	۰.۰۱۰۰۴	۸۸۵۸۰	۱۷۹۵۹۰	۳۷۲۰۵	۱۱۸۲۳۷	۷۳۷۵۹
۰.۲۶۳۹	۰.۰۷۴۸	۰.۰۱۸۱۲	۱۴۷۰۶۶	۲۸۲۷۶۸	۵۸۷۱۵	۱۸۵۷۱۱	۱۱۰۱۴۱
۰.۱۶۰۶	۰.۰۵۰۱	۰.۰۱۰۴	۸۹۰۴۲	۱۹۲۲۳۹	۳۷۵۱۶	۱۱۹۱۵۸	۷۴۰۱۶
۰.۲۰۵۵	۰.۰۶۴۱	۰.۰۱۳۳۲	۱۱۰۴۸۶	۲۳۰۴۴۴	۴۷۱۰۹	۱۵۰۵۳۳	۹۱۸۷۱
۰.۱۳۶۴	۰.۰۴۲۶	۰.۰۰۸۸۴	۷۹۳۰۲	۱۷۴۲۶۵	۳۱۹۴۰	۱۱۰۶۶۶	۷۰۰۸۲
۰.۲۴۳۶	۰.۰۷۶۰	۰.۰۱۵۷۹	۱۳۰۳۸۵	۲۷۴۳۴۲	۵۴۵۲۷	۱۶۳۸۲۴	۱۰۴۷۸۲
۰.۱۵۸۳	۰.۰۴۶۰	۰.۰۱۶۲۳	۸۲۷۲۴	۱۸۳۳۶۲	۴۰۵۴۱	۱۱۵۰۸۹	۷۷۳۷۶
۰.۱۹۴۳	۰.۰۵۶۵	۰.۰۱۶۶۱	۹۹۷۲۷	۲۰۸۱۰۹	۴۴۱۶۳	۱۳۴۷۰۲	۸۷۴۳۷
۰.۱۲۷۷	۰.۰۳۷۱	۰.۰۱۳۱	۷۱۲۹۰	۱۶۰۴۰۰	۳۵۶۹۳	۱۰۲۶۸۷	۶۴۸۸۱
۰.۲۳۰۵	۰.۰۶۷۰	۰.۰۲۳۶۴	۱۱۴۱۵۲	۲۴۹۰۳۶	۵۴۷۶۷	۱۵۶۳۲۹	۹۹۳۰۰
۰.۱۴۴۷	۰.۰۶۰۶	۰.۰۱۵۲۷	۸۰۶۶۱	۱۸۹۹۱۷	۳۹۸۸۲	۱۱۳۸۳۹	۷۶۸۶۱
۰.۱۷۷۵	۰.۰۷۴۳	۰.۰۱۸۷۴	۹۳۶۱۶	۲۱۸۴۱۸	۴۶۰۰۶	۱۳۸۶۱۱	۸۸۳۳۶
۰.۱۱۷۹	۰.۰۴۹۳	۰.۰۱۲۴۴	۶۶۷۳۶	۱۶۶۲۲۸	۳۳۱۵۰	۱۰۵۲۸۰	۶۴۷۷۹
۰.۲۱۰۵	۰.۰۸۸۱	۰.۰۲۲۲۲	۱۰۸۵۶۲	۲۵۵۹۷۵	۵۳۱۵۴	۱۵۱۸۹۶	۱۰۳۳۶۷
۰.۱۵۹۶	۰.۰۶۴۹	۰.۰۱۳۲۶	۹۱۱۲۵	۲۱۰۴۷۴	۴۳۶۴۵	۱۲۷۵۳۱	۸۴۲۷۹

۳. نتایج

شده است. شمارش گاماهاى آنی خالص بهنجار شده نسبت به دز انباشت، از زوی طیف ثبت شده توسط آشکارساز برای قله‌هاى منتخب ورودی شبکه عصبی در جدول ۳ آورده شده است. هم‌چنین جرم‌هاى مورد انتظار به عنوان خروجی شبکه عصبی در همین جدول آورده شده است.

شکل ۲ نمونه‌ای از طیف گامای آنی ثبت شده در آشکارساز HPGe و قله‌هاى منتخب برچسب‌گذاری شده را نشان می‌دهد. در این طیف رزولوشن آشکارساز برای بازه وسیع انرژی گاما براساس مطالعه پیشین ما در نظر گرفته شده است [۷]. در شبیه‌سازی این طیف کلیه برهم‌کنش‌های گاما در نظر گرفته





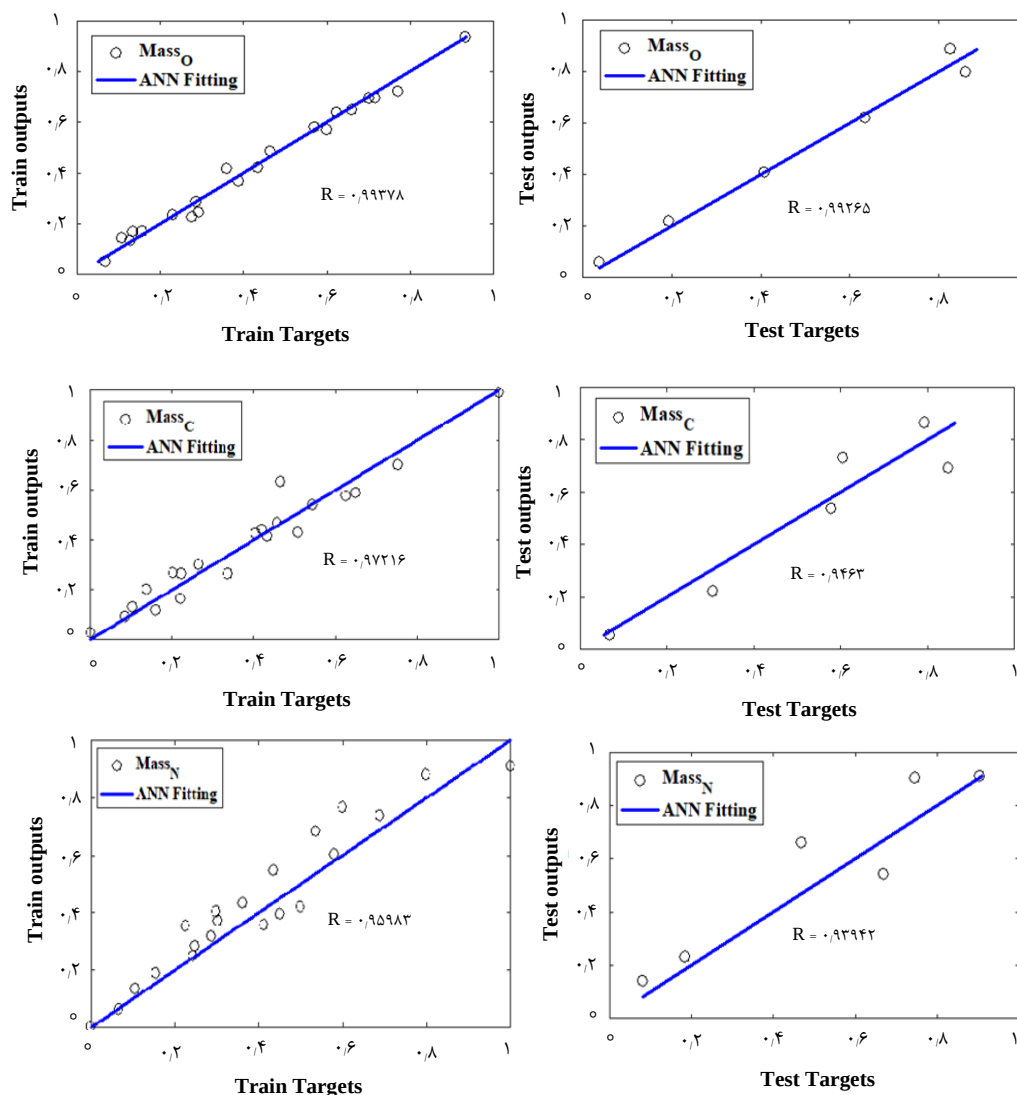
شکل ۲. نمونه‌ای از طیف گامای آبی ثبت شده در آشکارساز و قله‌های منتخب برجسب گذاری شده.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

روش آنالیز زیر قله برای محاسبه درصد وزنی عناصر تشکیل‌دهنده فانتوم تحت تابش بدون نیاز به طیف کتابخانه‌ای مورد ارزیابی قرار گرفته است. در این روش تناسب خطی بین شمارش‌های قله‌های گاما آبی منتخب و جرم عناصری که در شمارش‌های خالص این قله‌ها مشارکت دارند با استفاده از طیف گاما رسیده به حجم حساس، در مورد فانتوم‌های همگن قویاً تأیید شده است. جهت جایگزینی حجم حساس تعریف شده در شبیه‌سازی با یک آشکارساز مناسب، از آشکارساز با رزولوشن انرژی بالا HPGe (که در یک مطالعه تجربی پیشین پاسخ آن کالیبره شده) استفاده شده است. برای مواردی که باریکه فرودی از چند ماده مختلف عبور می‌کند (بافت ناهمگن) تناسب بین جرم عناصر و شمارش‌های خالص قله‌های منتخب با استفاده از شبکه عصبی تخمین زده می‌شود. نتایج این مطالعات در آنالیز تومور چشم شبیه‌سازی شده نشان داد که درصد وزنی اکسیژن با خطای ۵/۸ درصد تخمین زده شده است. نتایج موفقیت‌آمیز این مطالعه شبیه‌سازی در شناسایی غلظت اکسیژن ناحیه تومور فانتوم چشم امیدها را برای پایش برخط تغییرات غلظت اکسیژن بافت تحت درمان در حین جلسات درمانی و امکان پایش روند بهبود را افزایش می‌دهد.

تناسب خطی بین خروجی بهنجار شده (نگاشته شده در بازه ° تا ۱) شبکه عصبی و مقادیر مورد انتظار برای سه خروجی شبکه یعنی غلظت عناصر اکسیژن، کربن و نیتروژن برای داده‌های آموزش و آزمون در شکل ۳ رسم شده است. همچنین ضریب همبستگی مقادیر پیش‌بینی شده داده‌های آموزش و داده‌های آزمون شبکه عصبی برای جرم اکسیژن، کربن و نیتروژن با استفاده از شمارش‌های گاما ثبت شده توسط آشکارساز HPGe در شکل ۳ نشان داده شده است. مطابق نتایج آورده شده در این شکل، شبکه‌ی عصبی توانسته است با دقت بسیار زیادی آموزش دیده و همچنین مقادیر داده‌های آزمون را با دقت خوبی تخمین بزند. برای مشاهده عملکرد شبکه عصبی به صورت عددی، در جدول ۴ مقادیر پیش‌بینی شده توسط شبکه عصبی برای جرم عناصر اکسیژن، کربن و نیتروژن نمونه‌های آزمون فانتوم چشم در کنار مقادیر تعریف شده ارایه شده است. در این جدول درصد خطای مقادیر گزارش شده نسبت به مقادیر واقعی نیز آورده شده است. براساس این نتایج خطای اکسیژن برای نمونه‌های آزمون کم‌تر از ۵/۸ درصد، برای کربن کم‌تر از ۱۲/۷ درصد و برای نیتروژن کم‌تر از ۲۵ درصد به دست آمده است. بنابراین خوشبختانه غلظت اکسیژن به عنوان هدف اصلی این مطالعه در تومور فانتوم چشم با دقت مناسبی تخمین زده شده است. همچنین مقادیر پیش‌بینی شده خروجی شبکه عصبی به همراه خطا آن در شکل ۴ نشان داده شده است.



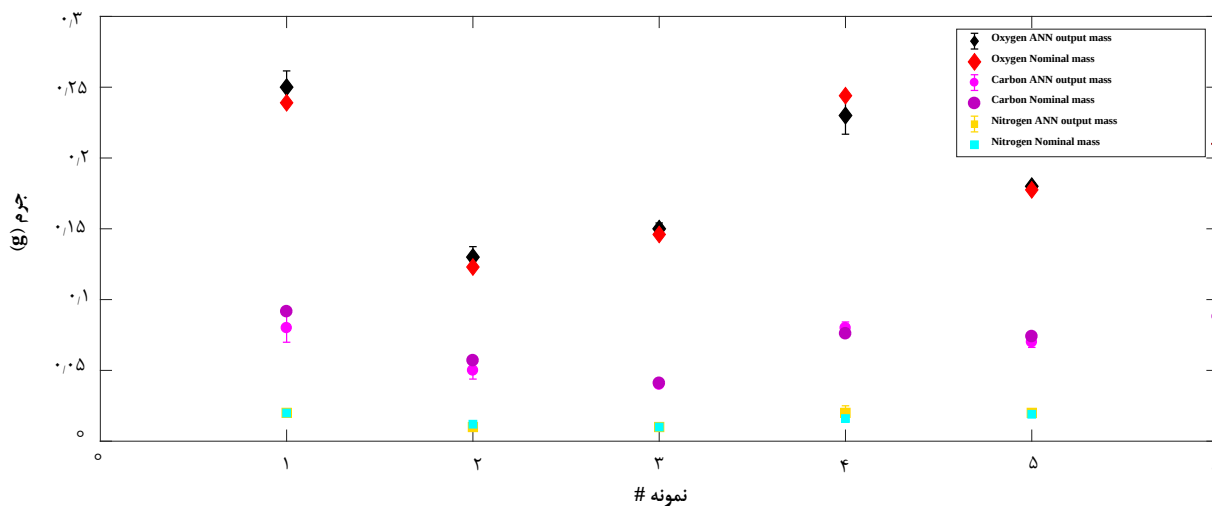


شکل ۳. ضریب همبستگی مقادیر پیش‌بینی شده داده‌های آموزش و داده‌های آزمون شبکه عصبی برای جرم اکسیژن، کربن و نیتروژن با استفاده از شمارش‌های گاما ثبت شده توسط آشکارساز HPGe.

جدول ۴. جرم تعریف شده عناصر اکسیژن، کربن و نیتروژن در فانتوم‌های چشم و مقادیر متناظر پیش‌بینی شده توسط شبکه عصبی و خطای نسبی

نتایج نمونه‌های آزمون								
جرم‌های تعریف شده (g)			جرم‌های پیش‌بینی شده توسط شبکه عصبی (g)			درصد خطا نسبی		
اکسیژن	کربن	نیتروژن	اکسیژن	کربن	نیتروژن	اکسیژن	کربن	نیتروژن
۰.۲۳۹	۰.۰۹۱۶	۰.۰۱۹۹	۰.۲۵۰	۰.۰۸۰	۰.۰۲۰	۴.۶۰	۱۲.۶۶	۰.۵۰
۰.۱۲۳	۰.۰۵۷	۰.۰۱۲	۰.۱۳۰	۰.۰۵۰	۰.۰۱۰	۵.۶۹	۱۲.۲۸	۱۶.۶۷
۰.۱۴۶	۰.۰۴۱	۰.۰۱۰	۰.۱۵۰	۰.۰۴۰	۰.۰۱۰	۲.۷۴	۲.۴۴	۰
۰.۲۴۴	۰.۰۷۶	۰.۰۱۶	۰.۲۳۰	۰.۰۸۰	۰.۰۲۰	۵.۷۴	۵.۲۶	۲۵
۰.۱۷۷	۰.۰۷۴	۰.۰۱۹	۰.۱۸۰	۰.۰۷۰	۰.۰۲۰	۱.۴۱	۵.۴۰	۵.۲۶
۰.۲۱۰	۰.۰۸۸	۰.۰۲۲	۰.۲۱۰	۰.۰۹۰۰	۰.۰۲۰	۰	۲.۲۷	۹.۰۹





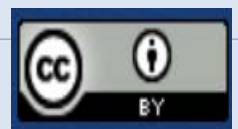
شکل ۴. جرم‌های به دست آمده توسط شبکه عصبی برای اکسیژن، کربن و نیتروژن و خطا هر یک برای نمونه‌های آزمون.

مراجع

1. J.M. Verburg, J. Seco, *Proton range verification through prompt gamma-ray spectroscopy*, *Phys. Med Biol*, **59**(23), 7089 (2014).
2. J. Krimmer, et al., *Prompt-gamma monitoring in hadrontherapy: A review*, *NIMA*, **878**, 58-73 (2018).
3. J. Polf, et al., *Measurement of characteristic prompt gamma rays emitted from oxygen and carbon in tissue-equivalent samples during proton beam irradiation*, *Phys. Med Biol*, **58**(17), 5821 (2013).
4. F. Saheli, et al, *Single peak analysis of proton induced prompt gamma counts*, *NIMB*, **475**, 63-70 (2020).
5. J. Polf, et al., *Prompt gamma-ray emission from biological tissues during proton irradiation: preliminary study*, *Phys. Med Biol*, **54**(3), 731 (2009).
6. J. Polf, et al., *Measurement and calculation of characteristic prompt gamma ray spectra emitted during proton irradiation*, *Phys. Med Biol*, **54**(22), N519 (2009).
7. F. Saheli, et al, *Evaluation the Nonlinear Response Function of a HPGe Detector for 59 keV to 10.7 MeV gamma-rays Using Monte Carlo Simulation and Experimental Study*, *JINST*, **16**, P07003 (2021).
8. M. Lesperance, M. Inglis-Whalen, R.P. Thomson, *Model-based dose calculations for COMS eye plaque brachytherapy using an anatomically realistic eye phantom*, *Med Phys*, **41**(2), 021717 (2014).
9. F.S. Rasouli, et al., *Effect of elemental compositions on Monte Carlo dose calculations in proton therapy of eye tumors*, *Rad Phys Chem*, **117**, 112-119 (2015).
10. J.M. Verburg, H.A. Shih, J. Seco, *Simulation of prompt gamma-ray emission during proton radiotherapy*, *Phys. Med Biol*, **57**(17), 5459 (2012).
11. J.P. Jeyasugiththan, W. Stephen, *Evaluation of proton inelastic reaction models in Geant4 for prompt gamma production during proton radiotherapy*, *Phys. Med Biol.*, **60**, 7617 (2015).

COPYRIGHTS

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

فرشته ساحلی، ناصر وثوقی، زعفر ریاضی، فاطمه سادات رسولی (۱۴۰۲)، آنالیز عنصری تومور در فانتوم چشم با استفاده از شمارش گاماها‌های آبی گسیل شده در پروتون‌درمانی، ۶۱-۵۴، ۱۰۴

DOI: 10.24200/nst.2022.1189.1777

Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1513.html

