

مقایسه شبیه‌سازی ساختاری شتاب‌دهنده خطی آنکور و دستگاه پلاسمای کانونی تحقیقاتی توسط ابزار جینت ۴

عابدین پایدار^{۱*}

گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته، کد پستی: ۷۶۳۱۸۸۵۳۵۶،
کرمان-ایران

paydarabedin@gmail.com

هیوا رخزادی زردوئی^۲

گروه فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد سنندج، کد پستی:

6681973477، کردستان-ایران

Hrokhzady@gmail.com

بیبا عطری^۳

دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب، کد پستی:

۱۵۸۴۷۱۵۴۱۴، تهران-ایران

atribita30@gmail.com

چکیده

پزشکی هسته‌ای حوزه‌ای میان‌رشته‌ای (ناشی از تلفیق دانش، روش و تجارب دو یا چند حوزه علمی و تخصصی) و برخاسته از رشته‌های تصویربرداری پزشکی، فیزیک پزشکی و پرتونگاری مولکولی است که از خواص هسته‌ای مواد (مثل رادیوایزوتوپ‌ها) برای تشخیص و درمان بیماری‌ها استفاده می‌کند. نقطه قوت پزشکی هسته‌ای، تصویربرداری در سطح سلولی و مولکولی است و از این رو قادر به تشخیص زودهنگام بسیاری از بیماری‌ها قبل از دیگر روش‌های متداول تصویربرداری می‌باشد. یکی از انواع ابزار کارآمد در این قسمت شتاب‌دهنده‌ها هستند. در این مطالعه، با معرفی هندسه دستگاه‌ها، مقایسه‌ای بین ۲ نوع دستگاه، شتاب‌دهنده خطی آنکور ۱ و پلاسمای کانونی تحقیقاتی با انرژی ۲ M.eV / ۶ و چشمه الکترون توسط شبیه‌سازی با ابزار جینت ۴ صورت گرفته است. برای سرعت در درمان نیاز به استفاده بهینه از دستگاه‌های متنوع لازم است. در اینجا در کنار انواع شتاب‌دهنده‌ها، دستگاه پلاسمای کانونی برای تولید و درمان معرفی می‌شود.

واژگان کلیدی: شتاب‌دهنده خطی، سر دستگاه آنکور، پلاسمای کانونی تحقیقاتی، ابزار جینت ۴

¹ ONCOR

Structural simulation of Oncor Linear Accelerator and Research Plasma Focused Device by Geant4 Toolkit

Abedin Payedar¹, H. Rokhzadi-zardouei^{2*}

1- Faculty of Sciences and Modern Technologies, Graduate University of Advanced Technology, Postal code: 7631818356, Kerman, Iran.

2- Department of physics , Sanandaj Branch, Islamic Azad University, Sanandaj, Iran

Abstract

The strength of nuclear medicine is its imaging at the cellular and molecular level, and it is, therefore, able to detect many diseases early before other conventional imaging techniques. Accelerators are one of the most effective tools in this area. In this study, by introducing the geometry of the devices, a comparison between the two types of devices, linear ONCOR accelerator and research plasma focus with energy 6.2 M.eV and electron source has been simulated with Geant 4 toolkit. To speed up the treatment, it is necessary to make optimal use of various devices. Here, along with a variety of accelerators, a focal plasma device is introduced for production and treatment.

Keywords: Linear accelerator, ONCOR head, research plasma focus, Geant4 toolkit .

مقدمه

روش‌های تولید رادیو ایزوتوپ‌های نیمه‌عمر کوتاه:

۱- راکتورهای گداخت - دستگاه‌های پلاسمای کانونی

۲- راکتورهای شکافت

۳- شتاب‌دهنده‌ها: }
۱- غیر خطی: سیکلوترون
۲- خطی: Linac

شتاب‌دهنده خطی دستگاهی جهت درمان دقیق تومورهای سرطانی است. دستگاه پت سی‌تی‌اسکن (pet ct) می‌تواند تصاویر دقیقی از اندازه و محل تومور را در اختیار پزشک قرار دهد و پزشک قادر خواهد بود با کمک دستگاه‌های پیشرفته شتاب‌دهنده خطی تومورهای سرطانی را با دقت کمتر از یک میلی‌متر درمان کند.

شتاب‌دهنده، دستگاهی است که در آن ذرات باردار (ذرات بنیادی، هسته اتم‌ها یا اتم‌های یونیزه شده، مولکول‌ها یا قسمت‌های مولکول) به وسیله میدان‌های الکتریکی یا مغناطیسی تا سرعت‌های بسیار زیادی شتاب داده می‌شوند. به طوری که سرعت بسیاری از آنها، حتی تا نزدیکی‌های سرعت نور می‌رسد. انرژی جنبشی ذره در این حالت به‌این ترتیب، به‌اندازه چندین برابر انرژی در حال سکون آن هست.

از شتاب‌دهنده‌ها در زمینه‌های مختلفی از فیزیک، از جمله در اندازه‌گیری‌های متعددی در فیزیک هسته‌ای استفاده می‌شود: یعنی از طریق شلیک ذرات، توسط شتاب‌دهنده به‌سوی جسم در حال تحقیق (Target) و پراکندشدن آنها و اندازه‌گیری، توسط یک دوربین یا به‌طور بهتر آشکارساز (Detector).

امروزه، در روش‌های درمانی جدید به‌منظور جلوگیری از تابش‌دهی به بافت‌های سالم، استفاده از باریکه‌های خلفی و خلفی مایل رایج گردیده است. در این صورت، احتمال عبور باریکه تابشی از تخت درمان افزایش می‌یابد. در این مطالعه برای شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب‌دهنده آنکور و دستگاه پلاسمای کانونی و ردیابی ذرات، انرژی MeV، ۶/۲ در نظر گرفته شده است و از کد شبیه‌سازی جینت ۴ استفاده شده است [1-3]

مواد و روش‌ها

۱-۲. سر دستگاه شتاب‌دهنده آنکور به‌عنوان یک دستگاه شتاب‌دهنده خطی

شتاب‌دهنده خطی دستگاهی جهت درمان دقیق تومورهای سرطانی است که تراز و دقت خطی دروازه شتاب‌دهنده در کیفیت درمان بیمار پارامترهای بسیار مهمی هستند.



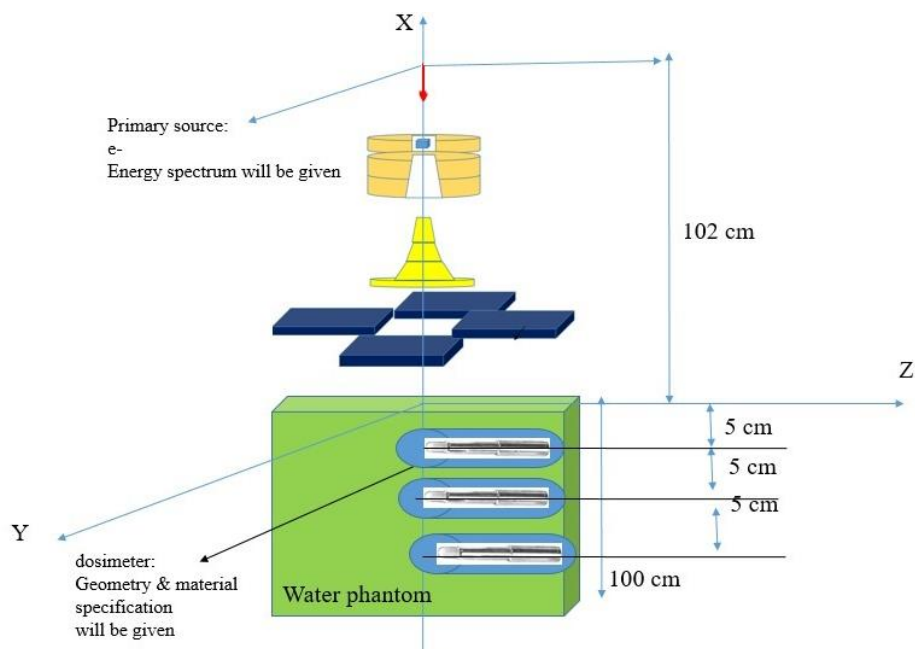
ب

الف

شکل ۱ الف و ب. دستگاه شتاب‌دهنده خطی انکور بیمارستانی

مشخصات فیزیکی دستگاه انکور در شبیه‌سازی:

مشخصات هندسه دستگاه انکور برای شبیه‌سازی در شکل ۲. نمایش داده شده است. انرژی چشمه فوتون‌ها $6/2 \text{ MeV}$ با فانتوم آب در نظر گرفته شده است. [4-6]



شکل ۲. مشخصات هندسی موردنیاز برای شبیه‌سازی دستگاه انکور توسط ابزار جینت ۴

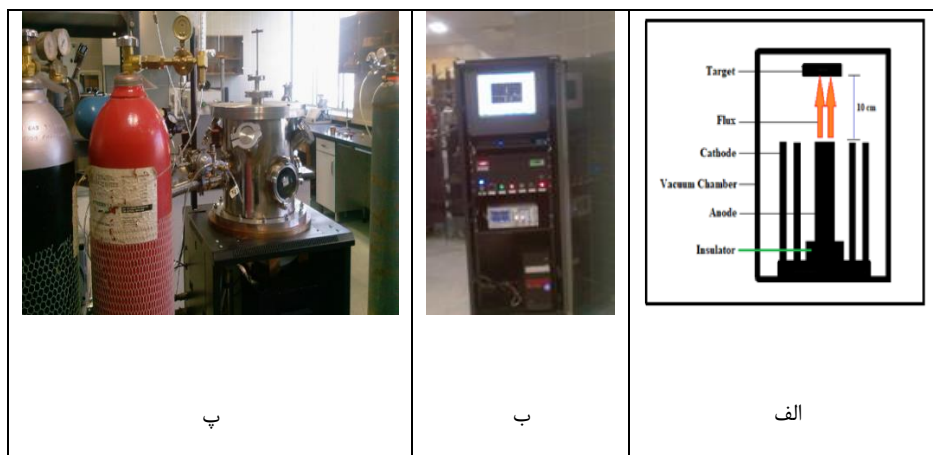
۲-۲. دستگاه پلاسمای کانونی

به‌طور کلی، دستگاه پلاسمای کانونی وسیله‌ای است که می‌تواند به کمک تراکم و شتاب الکترومغناطیسی (در رابطه با فیزیک تنگش)، پلاسمای داغ و چگال با عمر کوتاه، حدود 50 ns تولید کند که خود منبع تولید پرتوهای مختلف مانند پرتو نوترونی، یونی، الکترونی و از همه مهم‌تر، پرتوهای ایکس نرم و سخت است.

دستگاه پلاسمای کانونی یک چشمه قوی تولید نوترون‌های پرنرژی به حساب می‌آید. علاوه بر این سایر پرتوهایی مانند پرتوهای X، پرتوهای گاما، الکترون‌ها و یون‌ها نیز از این دستگاه ساطع می‌شوند. [8-10]

معمولاً نابودی نوترون در حدود ده‌ها تا صدها نانوثانیه به طول می‌انجامد. گزارش‌ها نشان می‌دهند که با تغییر انرژی بانک خازنی از 1 kJ تا 1 MJ، گسیل نوترون از ۱۰۷ تا ۱۰۱۲ نوترون در هر پالس تغییر می‌کند. درحالی‌که این میزان پرتو و انواع آن برای آزمایش‌ها مفید است، این پرتودهی، خطر تشعشع پرتو را برای کاربران دستگاه ایجاد می‌کند. حذف کامل دوز دریافتی کاربران، بدون قرار دادن دستگاه در مکانی بسیار دور محقق نخواهد شد.

حفاظ‌های گوناگون نوترونی مانند بتون، پارافین، پلی‌اتیلن و مواد بورات شده، مورد استفاده قرار گرفته‌اند. مؤثرترین حفاظ، ساختار ماریپچی است. از آنجاکه میزان استاندارد دوز دریافتی سالانه هر فرد 20 mSv است، حفاظ‌ها طوری باید طراحی شوند که دوز دریافتی سالانه کاربران در حدود کمتر از 20 mSv باشد.



شکل ۳. الف) اجزای پلاسمای کانونی ب) بانک خازنی تأمین‌کننده انرژی پ) دستگاه پلاسمای کانونی تحقیقاتی

اجزای مورد استفاده برای شبیه‌سازی دستگاه پلاسمای کانونی در جدول ۱. نشان داده شده است.

جدول ۱. ساختار مورد استفاده برای شبیه‌سازی دستگاه پلاسمای کانونی

سلول	ماده	ضخامت (cm)	چگالی (g/cm ³)
بازتابنده	Pb	۲	۱۱,۳۴
کولیماتور	Pb	۹	۱۱,۳۴
فیلتر	Bismuth	۳	۹,۷۸
کند کننده	Al	۲	۰,۶۶۹

برخی از واکنش‌های گسیلنده پوزیترون در دستگاه پلاسمای کانونی در جدول ۲ آورده شده‌اند:

جدول ۲. برخی از واکنش‌های گسیلنده پوزیترون

Reaction	Threshold	Half-Life	Decay Mode
$^{10}\text{B}(d,n)^{11}\text{C}$	0.0MeV	20.38min	β^+
$^{14}\text{N}(d,n)^{15}\text{O}$	0.0MeV	2.03min	β^+
$^{12}\text{C}(d,n)^{13}\text{N}$	0.33MeV	9.97min	$\beta^+[1.2\text{MeV}]$
$^{27}\text{Al}(d,p)^{28}\text{Al}$	0.0MeV	2.24min	$\beta^-[2.86-1.7\text{MeV}]$
$^{16}\text{O}(d,n)^{17}\text{F}$	1.84MeV	66sec	$\beta^+[1.74\text{MeV}]$
$^{63}\text{Cu}(d,2n)^{63}\text{Zn}$	6.58MeV	38.5min	$\beta^+[2.34\text{MeV}]$
$^{63}\text{Cu}(d,t)^{62}\text{Cu}$	4.72MeV	9.78min	$\beta^+[1.2\text{MeV}]$
$^{63}\text{Cu}(d,p)^{64}\text{Cu}$	0.0MeV	12.8h	$\beta^-[0.57\text{MeV}], \beta^+[0.6\text{MeV}]$

$^{65}\text{Cu}(d,2n)^{65}\text{Zn}$	4.49MeV	243.7days	$\beta^+[2.34-0.6\text{MeV}]$
$^{65}\text{Cu}(d,p)^{66}\text{Cu}$	0.0MeV	5.1min	$\beta^-[2.6-0.83\text{MeV}]$

۳-۲. ابزار شبیه‌سازی جینت ۴

در طبیعت مواد از عنصرها و عنصرها از ایزوتوپ‌ها تشکیل شده‌اند. در کد جنیت 3 نوع کلاس وجود دارد. هر کلاس یک جدول دارد که جزء ثابت داده است و برای حفظ مسیر لحظه‌ای کلاس‌ها استفاده می‌شود: G4 Isotope. این کلاس خواص اتم‌ها را توصیف می‌کند. عدد اتمی، تعداد هسته‌ها، جرم مولی و G4 Element... این کلاس خواص اجزاء را مشخص می‌کند. عدد اتمی مؤثر، تعداد نوکلئون‌های مؤثر، جرم مولی مؤثر تعداد ایزوتوپ‌ها، انرژی پوسته‌ها و کمیت‌های مثل سطح مقطع به ازای اتم و G4 ... Material: این کلاس خواص ماکروسکومیک را مشخص می‌کند مثل چگالی، حالت، دما، فشار و کیفیت‌های ماکروسکوپیک مثل طول تابش، مسافت آزاد میانگین و... فقط کلاس G4 Material در تولکیت قابل مشاهده است و برای مسیریابی، هندسه و فیزیک قابل مشاهده است. این کلاس در بردارنده همه اطلاعات مرتبط با افرا مضمول و ایزوتوپ‌ها است.

۱،۱،۱،۱ تعریف هندسه

۱،۱،۱،۲ به نکات زیر برای تعریف یک حجم باید توجه کرد:

-شکل حجم را مشخص کنیم

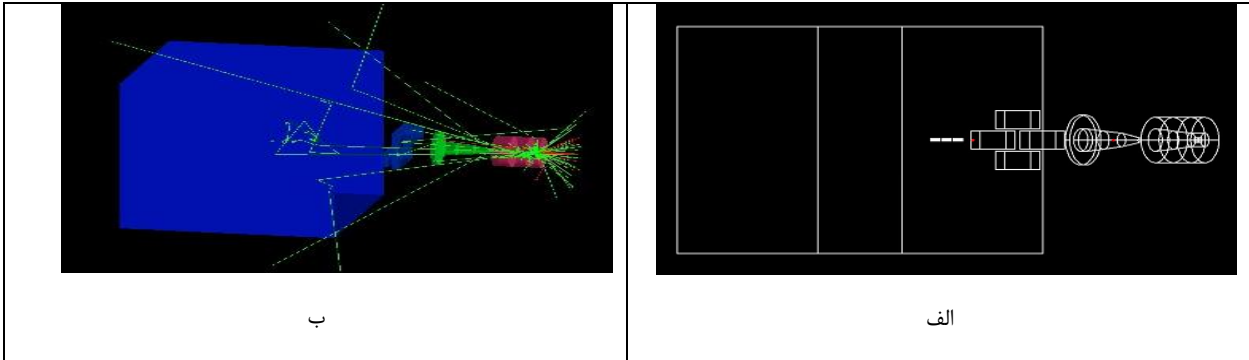
-خواص فیزیکی حجم را مشخص کنیم

-حجمی که در بردارنده این حجم مورد نظر ما است را مشخص کنیم.

-سیستم مختصات تعیین کننده محل قرار گرفتن حجم دختر همان سیستم مختصات حجم مادر است.

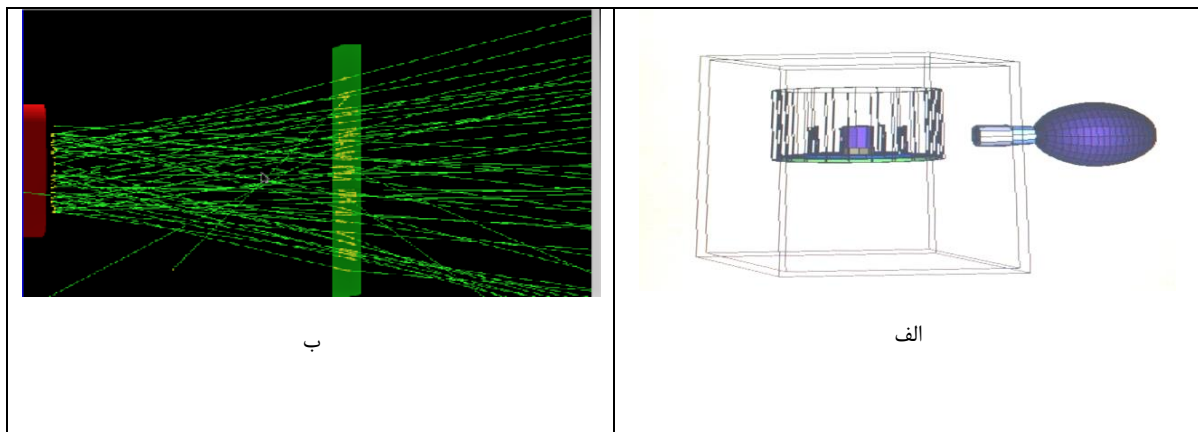
بحث و نتایج

شکل ۴. الف) شبیه‌سازی دستگاه انکور توسط ابزار جینت را نشان می‌دهد. ب) بعد از اعمال چشمه، الکترون‌های قرمز با حجم هدف برخورد کنند و تابش ترمزی رخ می‌دهد و فوتون‌های سبزرنگ به حجم فانتوم و دزیمترها می‌رسند.



شکل ۴. الف شبیه‌سازی سر دستگاه انکور توسط ابزار جینت (ب) بعد از اعمال چشمه الکترون‌های قرمز با حجم هدف برخورد کنند و تابش
ترمزی رخ می‌دهد و فوتون‌های سبزرنگ به حجم فانتوم و دزیمترها می‌رسند

شکل ۵. الف شبیه‌سازی دستگاه پلاسمای کانونی تحقیقاتی را نشان می‌دهد. (ب) بعد از اعمال چشمه فوتون‌های سبزرنگ به حجم
فانتوم و دزیمترها می‌رسند.



شکل ۵. الف) شبیه‌سازی دستگاه پلاسمای کانونی تحقیقاتی با ابزار جینت ۴ (ب) ردیابی ذرات تابشی از هدف با ابزار جینت ۴

نتیجه‌گیری

با توجه به نیاز روزافزون وجود دستگاه‌های جایگزین برای درمان بیماری‌ها به کمک پزشکی هسته‌ای و با توجه به تحریم‌ها و توانایی اندک در واردات دستگاه‌های پرهزینه و توانایی ساخت دستگاه‌های کم‌حجم‌تر، سریع‌تر و ارزان‌تر در داخل کشور، با

مقایسه‌ای که در این مقاله انجام شد می‌توان از دستگاه‌های جدید مانند پلاسمای کانونی با همان توانایی‌ها در ناوگان درمان استفاده کرد. مقاله حاضر یک مقاله برگرفته از رساله دکتری به‌منظور شبیه‌سازی برای تولید رادیو ایزوتوپ‌های با نیمه‌عمر کوتاه است. مراکز درمانی محدودی در کشور دارای تجهیزات مناسب در این زمینه هستند با توجه به کمبود دستگاه‌های تولیدکننده این ذرات و هزینه‌های بالا برای خرید و داشتن توان داخلی برای ساخت و استفاده از دستگاه‌های کوچک‌تر (پلاسمای کانونی)، قابل حمل و نقل و ارزان‌تر اقدام به معرفی و مقایسه با این دستگاه موجود شده است.

منابع

[1]. Munro P, Rawlinson JA, Fenster A. Therapy imaging: Source sizes of radiotherapy beams. Med Phys 1988;15:517- 24.

[2]. Lutz WR, Maleki N, Bjärngard BE. Evaluation of a beam- spot camera for megavoltage x-rays. Med Phys 1988;15:614- 7.

[3]. E, Loewinger E, Bar- Avraham E, Barnea G. Measurement of the source size of a 6- .and 18- MV radiotherapy linac. Med Phys 1992;19:687- 90.

[4] 7. Jaffray DA, Battista JJ, Fenster A, Munro P. X- ray sources of medical linear accelerators: Focal and extra- focal radiation. Med Phys 1993;20:1417- 27.

[5]. Schach von Wittenau AE, Logan CM, Rikard RD. Using a tungsten rollbar to characterize the source spot of a megavoltage bremsstrahlung linac. Med Phys 2002;29:1797- 806.

[6]. Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. A dual source photon beam model used in convolution/superposition dose calculations for clinical megavoltage x- ray beams. Med Phys 1997;24:1960- 74.

[7]. Hartmann Siantar CL, Walling RS, Daly TP, Faddegon B, Albright N,

Bergstrom P, et al. Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom. Med Phys 2001;28:1322- 37.

[8]- Application of the Ion Beam Emitted from Plasma Focus Device for Target Activation

B.Bieńkowska¹, S.Jednoróg, I.M. Ivanova-Stanik, M.Scholz, A.Szydowski, Inst. Plasma Phys. and Laser Microfusion, Hery 23, P.O.B. 49, 00-908 Warsaw, Poland, acta physica slovacica vol. 54 No. 4, 401. 407 August 2004.

[9]- Production Of [¹⁸F] from [¹⁸F]-Fluoride Using A Plasma Induced Scrambling Procedure

Bohlken, Craig et al. (GE Healthcare, Inc.IP Department 101 Carnegie Cente, Princeton NJ, 08540, US) WIPO Patent Application WO/2007/129165.

[10]- Short Circuit Tests on a 150 kJ, 1 Hz Repetitive Plasma Focus

Spring, M Frignani – 2006, a 150 kJ Mather–Type Plasma Focus [2] Designed to Run at a Repetition Rate of 1 Hz for two Hours at a Time 18F, PFMA1 is Operated at 30 kV, with a 350 μF Capacitor