



مطالعه شبیه‌سازی اثر اجزای مختلف یک سامانه تصویربرداری سی‌تی‌اسکن بر کیفیت تصویر خروجی با استفاده از کد مونت کارلوی فلوکا

بهروز امینی سورانی*، نیما قلعه، رضا ایزدی نجف‌آبادی، یاسمن نصیرزاده
گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

چکیده

در این پژوهش، یک سامانه تصویربرداری سی‌تی‌اسکن ۱۶ اسلایسی زیمنس نوع SOMATOM، متشکل از یک چشمه پرتو ایکس بادبزی با بیشینه انرژی 300keV و ۷۳۶ کریستال آشکارساز از جنس گادولینیوم اکسی سولفید (Gd_2O_2S)، با استفاده از کد مونت کارلوی فلوکا شبیه‌سازی شده و اطلاعات انرژی نهشتی ثبت شده توسط کارت USBIN به عنوان پاسخ آشکارسازها در نظر گرفته شده است. شبیه‌سازی‌ها برای دو فانتوم مکعبی شکل و فانتوم سر اسنایدر انجام شد. به دلیل تعداد بالای کریستال‌های آشکارسازی، تصاویر مربوطه توسط بسته بازسازی تصویر ASTRA بازسازی گردید. همچنین به منظور مطالعه‌ی کیفیت تصاویر حاصل از شبیه‌سازی، اثر تعداد و طیف انرژی فوتون‌های ایکس چشمه، نوع موازی‌ساز و نیز تابش پس‌زمینه در شبیه‌سازی ارزیابی گردید.

کلیدواژه‌ها: شبیه‌سازی، سی‌تی‌اسکن، کد مونت کارلو فلوکا، نرم افزار متلب، بسته بازسازی تصویر ASTRA

Monte Carlo simulation studies on the influence of different CT-scanner components on the image quality

B. Amini Soorani, N. Ghal-Eh, R. Izadi Najafabadi, Y. Nasirzadeh

Department of Physics, School of Science, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Abstract

In this research, a 16-slice Siemens SOMTOM CT-Scanner was simulated using Monte Carlo FLUKA code in which the imaging system consisted of a fan-beam X-ray source, with a maximum energy of 300keV, and 736 Gd_2O_2S detector crystals. The FLUKA USBIN card was considered as equivalent to the detector pulse-heights. Then, to extract the sinograms and facilitate the simulations, instead of rotating the device, the phantom was rotated 180 degrees with 1-degree steps. Due to a large number of detection crystals in the above system, it is impossible to reconstruct the image through conventional software packages. Therefore, the ASTRA image reconstruction package, which uses both MATLAB software and NVIDIA graphics card processor, was used. Simulations were performed for two cases, a simple cube-shaped phantom and a Snyder head phantom, and the corresponding images were reconstructed. To study the quality of the images obtained from the simulations, the effects of the number as well as the energy spectrum of X-ray photons, the collimator material and also the background radiation were investigated.

Keywords: Simulation, X-ray, CT-Scan, FLUKA Monte Carlo code, MATLAB software, ASTRA

Email: behroozamini99@gmail.com

۱. مقدمه

استفاده از پرتو ایکس برای تصویربرداری از داخل جسم و به خصوص بدن، از مدت‌ها قبل مورد استفاده قرار گرفته و با پیشرفت علوم کامپیوتر، الگوریتم‌های مناسبی که بتواند از انبوه اطلاعات دریافتی، در کوتاه‌ترین زمان، تصویر با کیفیت را بازسازی نماید نیز تکامل یافته است. امروزه به کارگیری رایانه در طیف گسترده‌ای از کاربردهای پزشکی و بخصوص پرتونگاری متداول است. به همین علت طبیعی است که فعالیت‌های تحقیقاتی بیشتری در مورد آن انجام شود [1]. یکی از کاربردهای رایانه در دانش پزشکی، استفاده در سی‌تی اسکن است. وقتی دسته پرتویی را به سطح جانبی جسمی تابانده و پرتوهای عبوری با استفاده از آرایه‌ای از آشکارسازها اندازه‌گیری و ثبت شود، به این کار پرتونگاری گفته می‌شود. اولین کاربرد پرتونگاری، عکاسی با پرتو ایکس است که پارامتر قابل سنجش، ضرایب جذب بافت‌ها می‌باشد. در اینجا هدف بازسازی تصویر یک مقطع مورد نظر است [1, 2].

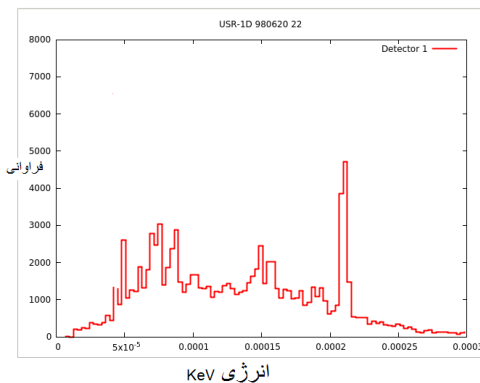
داده خام اولیه در سی‌تی اسکن، حاصل مجموعه‌ای از الگوهاست که سامانه سی‌تی اسکن، در جهت‌های مختلف و یک مقطع بخصوص گرفته است. بطورکل یک الگو، از انتگرال یک پارامتر خاص از تابش (مثل ضریب جذب) در جهت خاصی است، بگونه‌ای که جهت، باتوجه به زاویه‌ی الگو قابل تعیین است [3]. طرح این مسئله در سال ۱۹۱۷ توسط رادون بیان شد و هانسفیلد اولین کسی بود که توانست با این روش تصویرری را بازسازی کند. از آن زمان تا کنون، با پیشرفت رایانه‌ها در سرعت پردازش، افزایش حافظه و کاهش قیمت، همچنین تکامل الگوریتم‌های بازسازی تصویر، کیفیت نهایی تصویر نیز تا حد بسیار زیادی افزایش یافته است [1, 2]. فلوکا یک کد مونت کارلوی چند منظوره است که جهت ترابرد ذرات و بررسی اثرات عبور ذره از مواد توسعه داده شده و گسترده‌ی وسیعی از کاربردها را پوشش می‌دهد و توانایی ترابرد ذرات در محدوده وسیعی از انرژی‌ها را دارد. بعلاوه هم تراز با کدهای هسته‌ای مانند GEANT4، MCNP و سایر کدهای هسته‌ای می‌باشد. فلوکا می‌تواند هندسه‌های بسیار پیچیده را با کمک نسخه پیشرفته ترکیبی شبیه‌سازی کند. این نسخه برای تعقیب دقیق ذرات باردار حتی با وجود میدان‌های الکترومغناطیسی طراحی شده است [4].

هدف این پژوهش شبیه‌سازی یک سامانه سی‌تی اسکن با استفاده از اطلاعات استخراج شده از کد محاسباتی فلوکا برای فانتوم مکعب مستطیل ساده و فانتوم سر اسنایدر است. فانتوم سر اسنایدر تو خالی و همگن، با یک تومور فرض شده است. و در آن یک سامانه سی‌تی اسکن از نوع زمینس شانزده قسمتی، که در کشور رایج‌تر است، انتخاب و یک ردیف از ۱۶ ردیف آن بصورت دقیق شبیه‌سازی شد. فانتوم‌های مورد استفاده ۱۸۰ درجه چرخش داده شده و اعداد حاصل از الگوها (پروجکشن) بدست آمده، با کمک یک برنامه فرترن به ماتریس قابل پردازش تبدیل شدند. این بررسی با اعمال تغییر در جنس موازی‌سازها (سرب و تنگستن)، تعداد الگوها (۱۰ درجه و ۱ درجه) و تاریخچه‌های چهار میلیون و ده میلیون برای دو فانتوم مکعب مستطیل و اسنایدر انجام شده است. نرم افزار متلب دارای بسته‌های بازسازی ifanbeam و iradon است اما این بسته‌ها قادر به بازسازی ماتریس‌ها با سایز بزرگ نیستند، از این رو پس از مطالعه چند نرم افزار، بسته بازسازی تصویر آسترا [8] که همزمان از نرم‌افزار MATLAB و پردازشگر کارت گرافیک NVIDIA استفاده می‌کند، انتخاب گردید. بسته بازسازی تصویر آسترا از روش بازسازی تکراری استفاده می‌کند که نوعی روش پس-پردازش تصویری در سی‌تی اسکن و دیگر اقسام تصویربرداری پزشکی است [9]. در نهایت تغییر در کیفیت تصاویر، با تغییر برخی پارامترها بررسی شد.

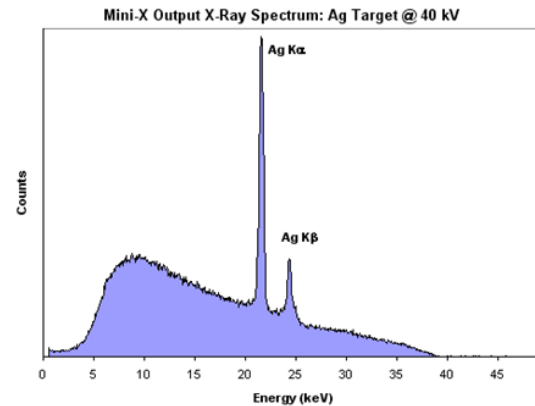
۲. روش شبیه‌سازی

در این پژوهش از دستگاه سی‌تی اسکن ۱۶ اسلایسی شرکت زمینس (Siemens SOMATOM definition As) با مشخصات، (۱ قطر حفره گانتری ۷۰ سانتی‌متر، ۲ سایز گانتری ۱۸۵×۱۸۲×۹۱ سانتیمتر به وزن ۱۲۶۹ کیلوگرم، ۳ نوع تیوب Siemens Straton MXP، ۴ نوع آشکارساز آرایه‌ای از آشکارسازهای حالت جامد، ۵ جنس آشکارساز Siemens-Ultra Fast Ceramic(UFC) ۶) تعداد آشکارسازها ۱۶ ماژول هر کدام دارای ۴۶ کریستال استفاده شده است [5].

در ابتدا باید طیف اشعه ایکس مورد نیاز را بدست آورد. برای این منظور از شکل یک طیف 30.0 keV و با کمک نرم افزار Origin اعداد لازم برداشت شده است (شکل ۱) [6]. سپس با استفاده از روتین `source.f` و فعال کردن کارت `SOURCE`، پاسخ طیف با کارت `USRBDX` استخراج گردید (شکل ۲). به این معنی که طیف پرتو ایکس را با استفاده از کد فلوکا شبیه سازی کردیم. برای کاهش زمان تصویربرداری از دسته پرتو بادبزی (fanbeam) استفاده گردید.

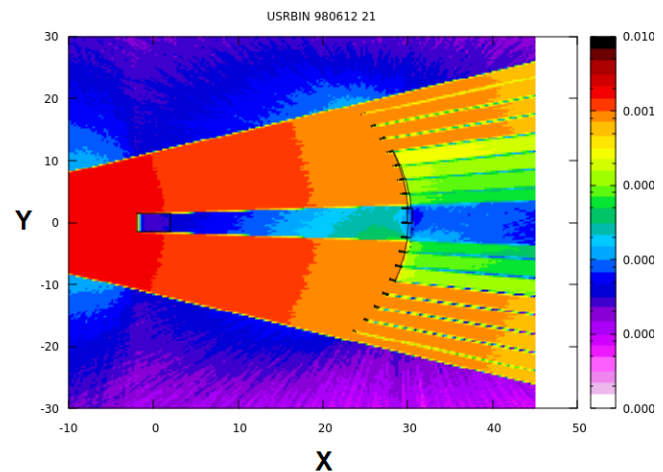


شکل ۲. پاسخ کد فلوکا به داده‌های طیف ایکس وارد شده بر حسب انرژی - فراوانی



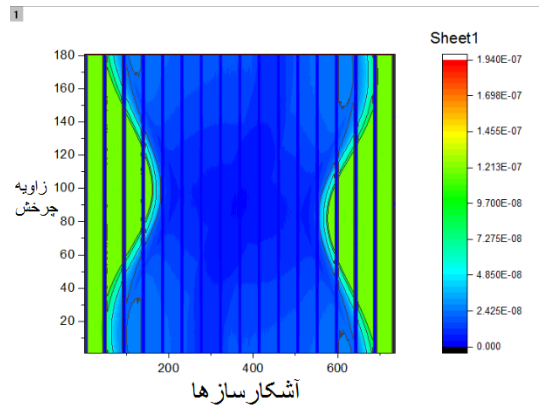
شکل ۱. طیف پرتو ایکس

ابتدا فانتومی به شکل مکعب مستطیل به اضلاع $2 \times 1/5 \times 1/5$ سانتیمتر و همچنین تاریخچه 10^6 میلیون، شبیه‌سازی گردید و با چرخاندن فانتوم به ازاء هر 10° درجه، برنامه اجرا شد. رد پرتوها و انرژی نهشتی توسط کارت `USERBIN` به ترتیب با `type: xyz` و `type: Energy` استخراج گردید (شکل ۳).



شکل ۳. خروجی `USERBIN` با `type: xyz` برای رد فوتونها (راستای x-y)

برای تشکیل ماتریس مورد نظر، ابتدا لازم بود انرژی نهشتی‌های ثبت شده مرتب شود بدین منظور یک برنامه فرترنی نوشته شد و به دنبال آن ماتریس مورد نظر ساخته شد و توسط نرم‌افزار اوربجین سینوگرام استخراج گردید (شکل ۴).



شکل ۴. سینوگرام حاصل از ماتریس اعداد در نرم افزار اوربجین
محور افقی تعداد آشکارسازها و محور عمودی زوایای چرخش فانتوم است.

بعد از بدست آوردن سینوگرام حاصل، ماتریس را در بسته‌ی بازسازی تصویر معرفی شده در نرم افزار متلب قرار داده و طبق دستورالعمل برنامه اجرا شد. خروجی به صورت شکل‌های ۱۰ می‌باشد [7]. فانتوم سر اسنایدر شبیه‌سازی شد و تصویر بازسازی شده استخراج گردید.

۳. نتایج

یک ماشین سی تی اسکن از اجزاء گوناگونی تشکیل شده است. قسمت‌هایی که در فرآیند تصویربرداری نقش موثری دارند، بطور کل شامل (۱) آشکارسازها، (۲) موازی‌سازها، (۳) انرژی فوتون‌های فرودی و (۴) اثر پس زمینه، می‌باشد. در این پژوهش، جنس و ابعاد موازی‌سازها، اثر زمینه و طیف اشعه ایکس بررسی شده است.

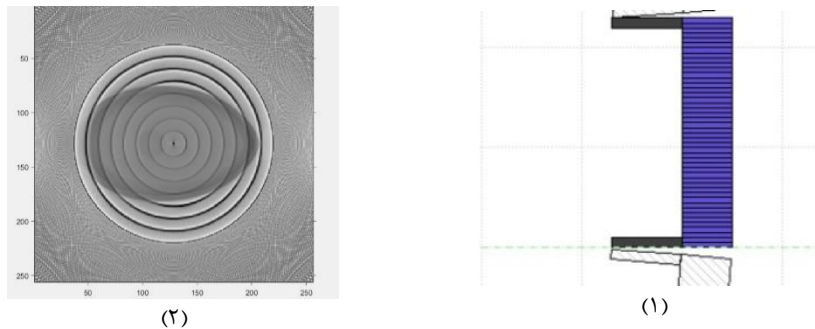
در دستگاه‌های سی تی اسکن در دو مکان، موازی‌ساز قرار می‌دهند. یکی پیش از هدف، یعنی خروجی تیوب پرتو ایکس، که این امکان را می‌دهد تا اوپراتور دستگاه بسته به نوع مقطع و محل تصویربرداری، زاویه بادبزی را تغییر دهد. در این پروژه زاویه دهانه بادبزی ۳۱ درجه در نظر گرفته شد که قادر به جاروب کردن کل آشکارسازها باشد. موازی‌ساز دوم روی آشکارسازها قرار می‌گیرند، در اینجا جنس‌های سربی و تنگستنی مورد بررسی قرار گرفته است.

آرتیفکت حلقه‌ای شکل که در تمامی نتایج دیده می‌شود حاصل هندسه و فواصل بین ماژول‌ها است.

۳-۱ موازی‌ساز

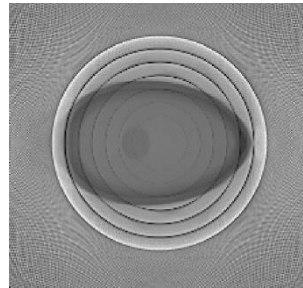
موازی‌سازهای سربی دارای ضخامت ۶ و ارتفاع ۱۰ میلی‌متر می‌باشد. در این ضخامت تعدادی فوتون از موازی‌ساز عبور کرده و بر آشکارسازهای زیر آن اثر می‌گذارد. این ضخامت روی ۴ کریستال در یک ماژول را می‌پوشاند. با توجه به اینکه دو موازی‌ساز در هر سمت ماژول طراحی شده، در مجموع پاسخ ۸ کریستال از دست می‌رود. برای کم کردن این اثر، ضخامت کریستال‌ها را به ۴ میلی‌متر کاهش داده و این مساله در پاسخ آشکارساز لحاظ شده است (شکل ۵-۱). تصویر بازسازی شده از فانتوم اسنایدر با کولیماتورها به ضخامت ۴ میلی‌متر در شکل ۵-۲ آمده است. در برخی مدل‌های دستگاه‌های سی تی اسکن از موازی‌سازهای تنگستنی استفاده می‌شود. از آنجا که چگالی تنگستن از سرب بیشتر است تعداد فوتون کمتری از موازی‌ساز عبور می‌کند. برای فانتوم اسنایدر نیز

تنگستن با قطر و ضخامت یکسان با سرب فرض شده که نتیجه آن چنانکه در شکل ۶ ملاحظه می‌شود، نسبت به سرب شکل ۵-۲ وضوح بیشتری دارد.



شکل ۵. ۱- نمایش هندسی کولیماتور کریستال‌ها

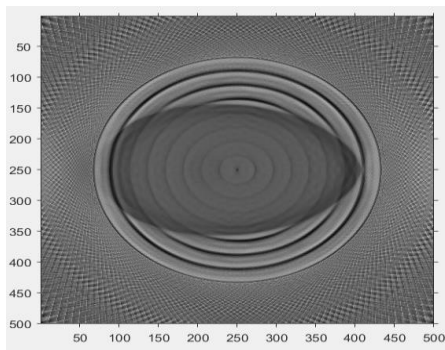
۲- تصویر بازسازی شده فانتوم اسنایدر با در نظر گرفتن موازی‌ساز سربی با تاریخچه ده میلیون



شکل ۶. تصویر بازسازی شده فانتوم اسنایدر با در نظر گرفتن موازی‌ساز از جنس تنگستن با تاریخچه ده میلیون. یک تومور کروی شکل در داخل مجموعه در نظر گرفته شده است که در تصویر بازسازی شده، مشاهده می‌شود.

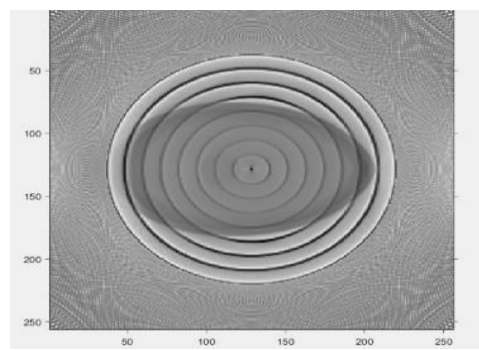
۳-۲ انرژی فوتون‌های فرودی

یکی از مهم‌ترین پارامترهای موثر بر کیفیت تصویر انرژی فوتون‌های فرودی بر فانتوم است. این انرژی با تغییر ولتاژ قابل تنظیم است. در ماشین‌های سی‌تی اسکن، انرژی با تغییر ولتاژ بر حسب بافت مورد نظر و محل تصویر برداری تعیین می‌شود که در جداول مخصوص در اختیار اپراتور قرار دارد. در شکل‌های ۷ و ۸، اثر تومور برای دو انرژی 60 keV و 300 keV ، بخوبی قابل مشاهده است.



شکل ۸. تصویر بازسازی شده با در نظر گرفتن طیف انرژی 60 keV

۶۰

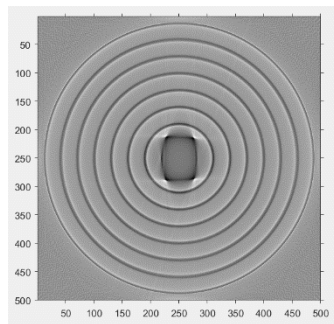


شکل ۷. تصویر بازسازی شده با در نظر گرفتن طیف انرژی 300 keV

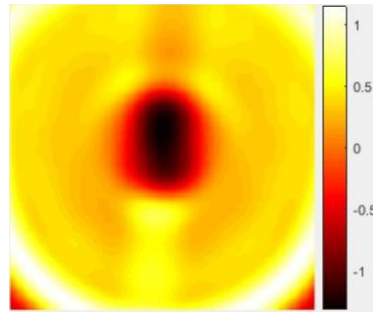
۳۰۰

۳-۳ تاریخچه

برای بررسی اثر تاریخچه، فانتوم مکعب مستطیل با ۴ و ۱۰ میلیون ذره شبیه‌سازی و بازسازی شد که نتایج آن را می‌توان به ترتیب در شکل‌های ۹-۱ و ۹-۲ مشاهده نمود. همانطور که مشاهده می‌شود، تصویر حاصل از تاریخچه ۱۰ میلیون کیفیت بهتری را نشان می‌دهد.



(۲)



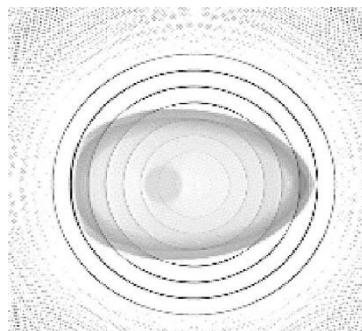
(۱)

شکل ۹-۱- تصویر بازسازی شده حاصل از فانتوم مکعبی با تاریخچه ۴ میلیون.

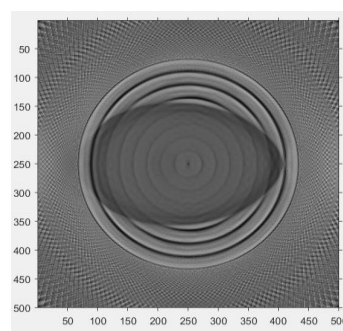
۲- تصویر بازسازی شده حاصل از فانتوم مکعبی با تاریخچه ۱۰ میلیون

۴-۳ حذف اثر پس‌زمینه

یکی از راه‌هایی بررسی شده برای افزایش کیفیت تصویر، حذف اثر پس زمینه است. برای این کار باید یکبار سامانه‌ی سی تی اسکن شبیه‌سازی شده را بدون فانتوم اجرا کرد. برای این منظور باید کارت‌های مربوط به فانتوم را غیر فعال نمود و یک اجرا از نرم افزار گرفت. با اعداد خروجی یک ستون از ماتریس تشکیل می‌شود. این ستون را ۱۷۹ بار کنار هم تکرار کرده تا ماتریسی 736×180 حاصل شود. بعد از بدست آوردن این ماتریس، هر ماتریسی که از هر فانتوم مورد نظر (اسنایدر یا اشکال هندسی) بدست می‌آید، از این ماتریس تفریق می‌شود. شکل ۱۰ برای ماتریس تنگستن به همین روش بدست آمده است.



(۲)



(۱)

شکل ۱۰-۱- تصویر بازسازی شده فانتوم اسنایدر با در نظر گرفتن طیف انرژی 60 keV و فانتوم سربی
۲- فانتوم اسنایدر در حذف اثر پس زمینه. تومور کروی شکل در این تصویر از وضوح بهتری برخوردار است.

۴. نتیجه‌گیری

با استفاده از کد فلوکا، یک سامانه سی تی اسکن با در نظر گرفتن فانتوم مکعب مستطیل ساده و فانتوم سر اسنایدر شبیه‌سازی شد و با استخراج انرژی نهشتی ثبت شده، تصویر فانتوم مورد نظر بازسازی گردید. همچنین با تغییر جنس کولیماتور و حذف اثر زمینه و افزایش آمار کیفیت تصویر بهبود داده شد. به این صورت که با افزایش شدت دسته پرتوها، از 60 KeV به 300 KeV ، شاهد افزایش کیفیت بوده و مشاهده می‌شود برای انرژی‌های بیشتر یا کمتر کیفیت افت می‌کند. همچنین ملاحظه می‌گردد کیفیت تصویر خروجی برای موازی‌ساز تنگستنی، بهتر از سربی است. اما معمولاً در سامانه‌های سی تی اسکن از موازی‌ساز سربی به دلیل ارزان تر و در دسترس تر بودن آن، استفاده می‌شود.

منابع

- [1] Thomas S.Curry, James E.Dowdey, Robert C.Murray, JF (۱۹۹۰). Christensen`s Physics of Diagnostic Radiology
- [۲] Seeram, Euclid (2016). Computed tomography principles.
- [3] Bushong, Stewart C (2015). Radiologic Science for Tecnologists (Tenth Edition).
- [4] قلعه، نیما. کارگاه آموزش کد مونت کارلوی فلوکا دانشگاه فردوسی مشهد. (۱۳۹۷)
- [5] Ali, S.T.M., Hamad, M.M., Ayad, C.E., Abdalla, E.A. and Ahmed, A.S., 2013. Evaluation of the technical specifications of computerized tomography scanners in Jazan. Sudan Medical Monitor, 8(3), p.159.
- [6] Bhat, M., Pattison, J., Bibbo, G. and Caon, M., 1998. Diagnostic x-ray spectra: A comparison of spectra generated by different computational methods with a measured spectrum. Medical physics, 25(1), pp.114-120.
- [7] کوشا، مجتبی و شادکام انور، حسن. آموزش نرم افزار MATLAB، انتشارات دیباگران تهران (۱۳۹۲).
- [8] Jeff Fessler. <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/code/>
- [9] Patrick Liebig, Robin M. Heidemann, Bernhard Hensel, David A. Porter, (2019), *Accelerated silent echo-planar imaging*, Volume 55, Pages 81-85