Research on Medicine Original Article

The Quarterly journal of School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences Vol.43; No.3; 2019

Homogeneous Phantom Equivalent Chest for Examination of Image Quality Testing in Pediatric Chest X-Ray

Fereshte Rahmani[1], Mohammadreza Deevband[*], Zeinab Kaveh[1], Behzad Mohsenzadeh[1], Leila Azimi[2], Elahe Pirayesh[3]

1. Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Faculty of Medicine, Department of Physics and Biomedical Engineering
2. Department of Radiology, Qods Hospital, Qazvin, Iran
3. Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Faculty of Medicine, Department of Nuclear Medicine

(Received: 2018/03/3 Accept: 2019/05/29)

Abstract

Background: *The pediatrics' chest X-rays using digital radiography are considered important because of the high rates of this test as well as the increased sensitivity of children to ionizing radiation compared with adults. Therefore, clarification of radiographic methods that reduce the dose and maintain or even increase the quality of the image is of great importance and thus of interest to researchers. The goal of the present study was to build a chest equivalent homogeneous phantom to evaluate the image quality in radiographic tests in four age groups of children based on the ICRP103 age category classification.*

Materials and Methods: *The X-ray spectrum approved by IPEM was used as the input x-ray source in the Monte Carlo code. The geometric phantom equivalent to the ORNL body was then simulated to calculate the absorb dose using Monte Carlo code. The results of the simulation were used to construct equivalent chest phantom for children.*

Results: *In order to validate and verify the performance of the equivalent phantoms simulated for each age group, the attenuation and dispersion of the phantom at the field were measured. For this purpose, the percentages of the depth dose in the simulation conditions was compared with those of the experimental results, which can be used to examine the attenuation in different layers. The calculated error was less than 5% on the depth dose for the Monte Carlo and the experimental space and it indicates Confirmation of simulated program. After simulation, the phantom was made in similar dimensions with different thicknesses of the Plexiglas pediatrics age ranges.*

Conclusion: *It seems that the phantom designed in the current study can be used to assess the doses of children in different age groups. It can also be used with local fitting for image quality control tools, such as contrast, resolution, etc, for evaluating the parameters related to the quality of the image in the actual condition.*

Keywords: *Monte Carlo; Geometric Phantom Equivalent Body; Chest Phantom; Pediatric Radiography*

* *Corosponding author:Mohammadreza Deevband*
E-mail: mdeevband@sbmu.ac.ir

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]

پژوهش در پزشکی
فصلنامه علمی پژوهشی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی
مقاله پژوهشی
دور ۴۳، شماره ۳، ۱۳۹۸، صفحات ۱۵۰ تا ۱۵۶

طراحی و ساخت فانتوم همگن معادل قفسه سینه برای بررسی کیفیت تصویر در آزمون‌های رادیوگرافی قفسه سینه کودکان

فرشته رحمانی[۱]، محمدرضا دیوبند[۱*]، زینب کاوه[۱]، بهزاد محسن زاده[۱]، لیلا عظیمی[۲] ، الهه پیرایش[۳]

۱- گروه فیزیک و مهندسی پزشکی،دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
۲- بخش رادیولوژی، بیمارستان قدس، قزوین، ایران
۳- گروه پزشکی هسته ای، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۱۲/۱۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۳/۰۸

چکیده:

سابقه و هدف: آزمون پرتونگاری از قفسه سینه با استفاده از سیستم پرتونگاری دیجیتال برای کودکان، به دلیل وجود آمار بسیار بالای این آزمون و همچنین حساسیت بیشتر کودکان در مقایسه با بزرگسالان به پرتوهای یونیزان، حایز اهمیت است. بنابراین تبیین روش‌های پرتونگاری که به کاهش دوز و حفظ کیفیت تصویر یا حتی افزایش آن منجر شود، مورد توجه محققان بوده و از اهمیت بالایی برخوردار است. هدف این پژوهش، ساخت فانتوم همگن معادل قفسه سینه برای ایجاد توانمندی لازم برای بررسی کیفیت تصویر در آزمون‌های رادیوگرافی در چهار رده سنی کودکان مبتنی بر جدیدترین طبقه‌بندی رده سنی *ICRP103* است.

مواد و روش‌ها: تحقیق در مراحل اول به روش اکتشافی و در مرحله دوم به روش تجربی انجام شد. طیف خروجی از تیوب دستگاه اشعه ایکس مورد تایید *IPEM* به عنوان چشمه اشعه ایکس ورودی در کد محاسباتی مونت کارلو استفاده شد. سپس فانتوم هندسی معادل بدن *ORNL* برای محاسبه میزان دوز جذبی با استفاده از کد محاسباتی مونت کارلو شبیه سازی شد. از نتایج شبیه‌سازی مونت کارلو برای ساخت فانتوم معادل قفسه سینه کودکان استفاده شد. برای اعتبار سنجی و صحت عملکرد فانتوم‌های معادل بافت شبیه‌سازی شده برای هر رده سنی، میزان تضعیف و پراکندگی فانتوم ساخته شده به صورت میدانی اندازه گیری شد. به این منظور، درصد دوز عمقی در شرایط شبیه‌سازی با شرایط تجربی مقایسه شد.

اعتبارسنجی آزمون با خطای کمتر از ۵درصد درآزمون درصد دوز عمقی در فضای شبیه‌سازی مونت کارلو و فضای تجربی با اندازه گیری تطبیق داشت. لازم به ذکر است بیشترین خطای فیمابین شبیه‌سازی و تجربی ۵درصد به دست آمد که نشان از تایید برنامه شبیه‌سازی شده داشت. پس از شبیه‌سازی فانتوم‌های همگن، معادل قفسه سینه کودکان در ابعاد یکسان با ضخامت‌های متفاوت از جنس پلکس گلاس در رده‌های سنی مختلف ساخته شد.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد از فانتوم طراحی شده در این تحقیق برای ارزیابی دوز بیماران کودک در رده‌های سنی مختلف می‌توان استفاده کرد، همچنین می‌توان با تعبیه محلی مناسب برای ابزارهای کنترل کیفیت تصویر نظیر کنتراست، قدرت تفکیک و ... در این فانتوم به بررسی و ارزیابی پارامترهای مربوط به کیفیت تصویر در شرایط واقعی بدن بیمار پرداخت.

واژگان کلیدی: مونت کارلو، فانتوم هندسی معادل بدن، فانتوم قفسه سینه، رادیوگرافی کودکان

مقدمه:

ریسک ناشی از پرتوهای یونیزان در دهه اول زندگی اهمیت بالایی دارد(۱)، تلاش می‌شود تا تکنیکی مناسب با تحمیل کمترین ریسک ممکن برای پرتودهی کودکان ارائه شود. طبق گزارش ICRP(۲) و UNSCAR(۳)، ریسک ناشی از پرتوهای یونیزان به سن وابسته است و نشان داده شده که کودکان حساسیت پرتوی بیشتری نسبت به بزرگسالان دارند که دلیل اصلی آن، طول عمر بیشتر کودکان پس از پرتوگیری و در نتیجه احتمال بروز آسیب بیشتر نسبت به بزرگسالان و مستعدتر بودنشان نسبت به صدمات DNA دانست (۱). بر اساس گزارش ICRP ریسک ناشی از پرتوهای یونیزان برای افراد صفرتا۱۹سال سه برابر افراد بالای ۲۰ سال است(۴). به خاطر سایز کوچک کودکان، بیشتر ارگان‌های‌شان درون یا نزدیک به میدان پرتو است. بنابراین دوز موثر در کودکان بیشتر از بزرگسالان است. اگر چه بیمار در رادیوگرافی قفسه سینه دوز کمی را به ازای هر آزمون دریافت می‌کند ولی به دلیل سهم بالای این آزمون در بین آزمون‌های تصویربرداری و همچنین سهم قابل توجه در دوز مجموع، به بررسی این تکنیک تصویربرداری پرداخته شده است. بهینه‌سازی آزمون‌های رادیوگرافی دیجیتال که جایگزین سیستم‌های رادیوگرافی آنالوگ شده‌اند، امری ضروری است چون که این سیستم‌ها دارای برد دینامیکی وسیع بوده و می توانند سبب پرتودهی بیشتر یا کمتر از مقدار مورد نیاز برای تشکیل تصویر شده و در نتیجه، بویژه مرز ناحیه پرتودهی بیش از حد که اثر دوز بالایی دارد، نامشخص است. باید توجه داشت که به ازای کیفیت تصویر بالا، دوز زیاد و غیرضروری به بیمار داده نشود(۴). در سال ۲۰۰۴ در بیمارستان کودکان تگزاس تحقیقی از سوی ویلس(۵) در

نویسنده مسئول: محمدرضا دیوبند
پست الکترونیک: *mdeevband@sbmu.ac.ir*

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]

باره استراتژی‌های کاهش دوز درکودکان در پرتونگاری دیجیتال انجام و نتیجه کار این تحقیق به ارتقای اثر بخشی آشکارسازها در این زمینه منجر شد. در سال ۲۰۱۵ از سوی آندریا ۱و همکارانش(۶) ، نسبت کنتراست به نویز و تابع انتقال مدولاسیون به عنوان عوامل تعیین کیفیت تصویر با استفاده از فانتوم‌های TOR و CDR به طور عددی بررسی شد و نتایج نشان داد که تغییر انرژی، تاثیر قابل توجهی روی تابع انتقال مدولاسیون ندارد اما نسبت کنتراست به نویز، عاملی است که در کنتراست‌های پایین و بالا، با تغییر انرژی پرتو به شدت تغییر می‌کند. در سال ۲۰۱۵ از سوی نوستی ۲و همکاران(۷) ، تحقیقی روی دستگاه‌های تک فاز و سه فاز پرتونگاری دیجیتال با استفاده از فانتوم معادل بدن PMMA انجام شد. نتایج این تحقیق نشان داد که سیستم سه فاز به خاطر انرژی بیشتر،گرمای هوای سطح ورودی و نسبت سیگنال به نویز بیشتری نسبت به سیستم دیگر دارد اما قدرت تفکیک فضایی کنتراست بالای کمتری دارد. سرجیو دوآرت ۳و همکارانش در سال ۲۰۱۴، برای معادل قفسه سینه کودکان صفرتایک سال، فانتومی طراحی کردند که برای ساخت آن از تصاویر توموگرافی کامپیوتری قفسه سینه کودکان این رده سنی استفاده کردند(۸).

بر اساس گزارش شماره ۱۰۳ کمیته بین‌المللی حفاظت در برابر اشعه، مخاطره ناشی از پرتوهای یونیزان برای افراد دارای سن صفر تا ۱۹سال، سه برابر افراد دارای سن بالای ۲۰ سال است(۹). بنابراین برای بهینه‌سازی تکنیک‌های پرتودهی بویژه برای آزمون‌های پرتونگاری کودکان برای هر دستگاه اشعه ایکس دیجیتال، نیاز به آزمون و خطا و پرتودهی‌های متعدد بوده که ضرورت انجام این پرتودهی‌ها روی یک فانتوم معادل بافت با قابلیت استفاده در رده‌های سنی مختلف کودکان را ایجاب می‌کند. بنابراین در این تحقیق برای دستیابی به تکنیک مناسب پرتودهی با حفظ کیفیت تشخیصی تصویر و رعایت اصل ALARA نسبت به طراحی و ساخت فانتوم معادل سینه در کودکان از بدو تولد تا سن ۱۵ سال، اقدام شد تا بدون هیچ‌گونه محدودیتی بتوان تا حد امکان تمام تکنیک‌های پرتودهی را بررسی کرد.

مواد و روش‌ها :

شبیه‌سازی طیف اشعه X:

برای محاسبه خروجی، وجود طیف اشعه ایکس ضروری است. به این منظور طیف خروجی دستگاه رادیوگرافی دیجیتال مستقیم مدل DMT-II ساخت شرکت مهران طب شیراز استفاده شد. تیوب آن ساخت شرکت توشیبا به مدل E7252X و ژنراتور آن مدل EMD Epsilon Eps45-80 است. حداکثر ولتاژ، جریان و توان آن به ترتیب ۱۵۰ کیلوولت، ۸۰۰ میلی‌آمپر و ۱۵ کیلووات است.

این طیف به عنوان ورودی در کد محاسباتی مونت کارلو نسخه ۲,۴ کد MCNPX در نظر گرفته شد تا ایفاگر نقش چشمه اشعه ایکس باشد. برای این کار از برنامه نرم‌افزاری که تایید شده IPEM است استفاده شد که به SRS-78 شناخته شده است(۱۰ و ۱۱). در جدول شماره یک به مشخصات ورودی استفاده شده در مونت‌کارلو اشاره شده است. شار به‌دست آمده از این طیف با استفاده از کلیماتور سربی به صورت هرمی شکل درآمده و ابعاد کلیماتور را طبق ابعاد میدان پرتودهی روی بدن بیمار تعیین می‌کند.

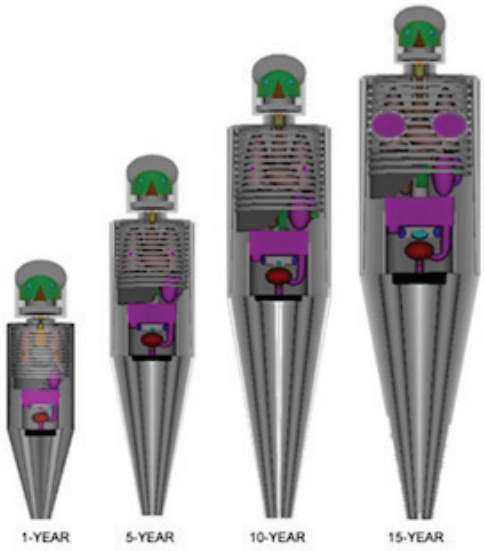
جدول شماره ۱: ورودی برنامه SRS-78 برای دستیابی به طیف اشعه ایکس

ریپل دستگاه	جنس فیلتر	ضخامت فیلتر	جنس هدف	ولتاژ میانگین	رده سنی
۵درصد	آلومینیوم	۲/۳میلی متر	تنگستن	۵۷	۰–۱ سال
				۶۹	۱–۵ سال
				۷۱	۵–۱۰سال
				۷۷	۱۰–۱۵ سال

لازم به ذکر است که کد مونت کارلو یک الگوریتم محاسباتی N ذره‌ای چند منظوره است که از نمونه‌گیری تصادفی در محاسبه نتایج بهره می‌برد. مونت کارلو برای ترابرد ذرات الکترون، نوترون، فوتون یا ترکیب جفت شده هر کدام از این‌ها استفاده می‌شود. این کد برهم کنش‌های مختلف ذرات و امواج یون‌ساز از بدو پیدایش تا نابودی را پیگیری و ثبت می‌کند.

فانتوم هندسی معادل بدن:

برای محاسبه دوز جذبی با استفاده از کد محاسباتی مونت کارلو، از فانتوم هندسی معادل بدن استفاده شد. این فانتوم براساس معادلات صفحه‌ها و خطوط درجه دو توسط ORNL درفضای مونت‌کارلو شبیه‌سازی(۱۰) شده ودر چهار رده سنی کودکان،صفرتا۱، ۱تا ۵ ، ۵ تا۱۰ و۱۰تا ۱۵ براساس قد و وزن در مونت‌کارلو موجود است. این فانتوم‌ها از در کنار هم قرار گرفتن اشکال سه بعدی چون: کره، استوانه و بیضی تشکیل شده‌اند که سر و گردن آن به صورت استوانه دایره ای و بیضوی، پاها به صورت مخروط ناقص و تنه و بازوها به صورت استوانه‌های بیضوی شکل هستندکه هر کدام از این فضاها در خود عناصر تشکیل‌دهنده بافت بدن را دارند و همچنین هر بافت ساختار شیمیایی و چگالی متفاوتی دارد که با شکل هندسی و ساختار بافت مختص خود در فضای مونت کارلو شناخته می‌شوند. اندام قفسه سینه که این تحقیق روی آن بخش از بدن تمرکز دارد، از سه نوع بافت شامل ریه، بافت نرم و استخوان تشکیل شده است. در شکل یک، نمای قدامی خلفی برای هر چهار رده سنی فانتوم هندسی معادل بدن ارایه شده است.



شکل ۱: نمای قدامی– خلفی فانتوم کودکان در ۴ رده سنی

طراحی و ساخت ضخامت فانتوم معادل بافت:

برای معادل‌سازی میزان تضعیف در تصویربرداری از قفسه سینه در فضای مونت‌کارلو و تعیین ضخامت پلکسی معادل با قفسه سینه، باید تضعیف اشعه در فضای مونت‌کارلو بررسی می‌شد. فانتوم‌های هندسی معادل بدن به طور جداگانه برای هر رده سنی پرتودهی شدند و با تالی F6 میانگین دوز جذبی در حجم هوای ۱۰×۱۰×۱ سانتی‌متر مکعب در پشت بیمار و در فضای بین بیمار و تخت با فاصله نیم میلی‌متری از بیمار، اندازه‌گیری شد(۱۲). تعیین این ابعاد از هوا برای اندازه‌گیری دوز به این دلیل بود که با ایجاد فضای تعادل الکترونی که بتوان گرمای هوا را برابر میانگین دوز جذبی در نظر گرفت. در ادامه برای دستیابی به فانتوم همگن جنس پلکسی، صفحات پلکسی مطابق با ابعاد پرتودهی هر رده سنی جایگزین فانتوم هندسی معادل بدن شد.

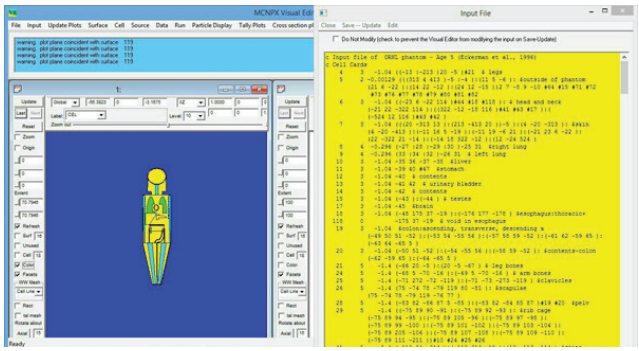
برای تعیین ضخامت پلکسی معادل بدن، ضخامت اولیه فرضی برای پلکسی با آزمون و خطا به گونه‌ای تغییر یافت تا در حجم هوای مشابهی که در بالا ذکر شد، میانگین دوز جذبی در حجم هوای ۱۰×۱۰×۱ سانتی‌متر مکعبی بین پلکسی

1 Andria -19
2 Nocetti -30
3 Sergio Duarte 41

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]

و تخت و با فاصله نیم میلی‌متری از پلکسی، برابر با همان دوزی شود که برای فانتوم هندسی معادل بدن به‌دست آمد. در نتیجه ابعاد بهینه شده پلکسی معادل قفسه سینه کودکان به‌دست آمد. در شکل شماره دو بخشی از فرآیند شبیه‌سازی ارایه شده است.

در ادامه فرآیند شبیه‌سازی سعی شد طول و عرض فانتوم‌های شبیه‌سازی شده، یکسان فرض شوند تا فقط تغییر ضخامت، نشان‌دهنده تغییر رده سنی باشد و به دنبال آن با تنظیم جداگانه میدان پرتو برای هر رده سنی، طول و عرض پلکسی مطابق با مقادیر یکسان‌سازی تغییر یافت و ضخامت طوری تعیین شد تا مقادیر میانگین دوز جذبی در حجم هوای پشت پلکسی با مقدار میانگین دوز جذبی در حجم هوای پشت فانتوم هندسی معادل بدن، یکسان شود. برای سهولت در حمل و به‌کارگیری فانتوم‌ها برای بیماران با ابعاد بدنی مختلف، فانتوم طراحی شده به صورت ۱۰ لایه ۲۰ میلی‌متری، یک لایه ۱٫۵ میلی‌متری، یک لایه یک میلی‌متری، دو لایه دو میلی‌متری و یک لایه ۱۰ میلی‌متری ساخته شد تا با ترکیب آن‌ها بتوان فانتوم معادل را برای تمامی رده‌های سنی استفاده کرد. همچنین سوراخ‌هایی در چهار گوشه هر لایه تعبیه شد تا با استفاده از میله‌هایی از جنس پلکسی به ارتفاع ۲۲٫۵ سانتی‌متر و قطر یک سانتی‌متر، لایه‌ها روی هم ثابت شوند. به این وسیله از لغزش لایه‌ها روی هم هنگام فرآیند آزمایش جلوگیری می‌شود.



شکل ۲: فضای شبیه‌سازی برای تعیین تضعیف پرتو برای کودکان یک تا ۵ سال

اعتبار سنجی فانتوم‌های شبیه‌سازی و ساخته شده:

پلکسی‌های معادل بدن برای اهداف دوزیمتری و کیفیت تصویر طراحی شدند؛ بنابراین باید درستی شبیه‌سازی، تایید می‌شد تا نشان دهد فانتوم معادل برای هر رده سنی می‌تواند تضعیف و پراکندگی معادل با تضعیف و پراکندگی بدن ایجاد کند. به این دلیل درصد دوز عمقی در شرایط شبیه‌سازی با شرایط تجربی مقایسه شده است که این پارامتر می‌تواند تضعیف را در لایه‌های مختلف بررسی کند. درصد دوز عمقی، دوز را به دوز بیشینه در سطح بهنجار می‌کند که از رابطه یک محاسبه می‌شود:

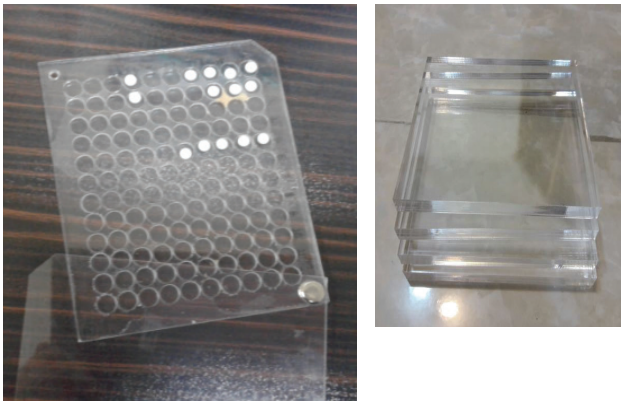
$$PDD=\frac{Dh}{Ds}\times 100$$

D_h دوز در عمق ۱، ۲، ۳ و ۴ سانتی‌متری و D_s دوز در سطح فانتوم در محل تماس فانتوم با هواست. در جدول دو، مشخصات فرآیند اعتبار سنجی در شرایط تجربی و شبیه‌سازی ارایه شده است. مقادیر دوز در هر عمقی، در هر دو حالت تجربی و شبیه‌سازی به دوز سطح بهنجار شد تا درصد دوز عمقی محاسبه شود. لازم به توضیح است که برای برآورد دز در حالت تجربی(در میدان پرتو) از دزیمترهای ترمولومینسانس به صورت چیپس استفاده شد. این دزیمترها در محل‌های تعبیه شده در فانتوم پلکسی مطابق شکل شماره سه، جاسازی شده و تحت تابش اشعه ایکس قرار گرفت و برای محاسبه خطا در هر موقعیت از دو چیپس استفاده شد. چیپ‌های ترمولومینسانس ساخت شرکت هارشا بوده و از طریق یکی از شرکت‌های واجد صلاحیت خدمات دزیمتری در داخل کشور تهیه و پس از پرتودهی نیز توسط قرائتگر Thermo harshaw 5500 Auto در شرکت مربوطه خوانش شد. لازم به ذکر است که قبل از استفاده، تمامی دزیمترها کالیبره شده‌اند و ضریب کالیبراسیون در محاسبه دز، لحاظ شده است. در شکل شماره سه نمایی از فرآیند تجربی اعتبارسنجی، پلکسی‌های به کار رفته و همچنین چیپس‌های ترمولومینسانس برای این فرآیند، نشان داده شده است.

جدول شماره ۲: پارامترهای استفاده شده دراعتبار سنجی برای شرایط تجربی و شبیه‌سازی

پارامترهای استفاده شده در شبیه سازی	پارامترهای تنظیم شده در حالت تجربی	پارامتر
پلکسی شبیه‌سازی شده در فضای MCNP	پلکسی در میدان پرتو	فانتوم
۱۲×۱۲	۱۲×۱۲	ابعاد میدان پرتو(cm^2)
۹۰	۹۰	کیلوولتاژ پیک در هر پرتودهی(kVp)
۳۰	۳۰	میلی‌آمپر ثانیه در هر پرتودهی(mAs)
۱۰۰	۱۰۰	فاصله منبع از محل اندازه‌گیری (cm)
تالی F_6	میانگین قرائت دزیمتر ترمولومینسانس	دوز
کره به شعاع نیم میلی‌متری در مرکز میدان پرتو	در ورودی به سطح فانتوم در مرکز میدان پرتو	فضای اندازه‌گیری دوز

الف ب



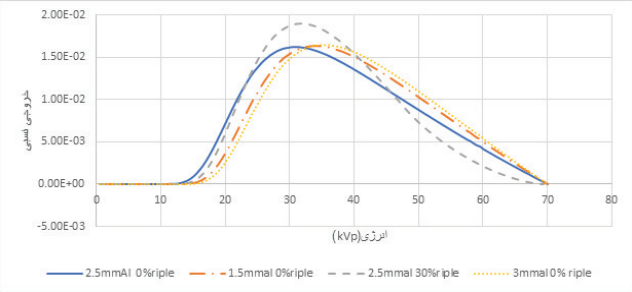
شکل۳: الف) پلکسی به ابعاد ۱۰×۱۰×۱ سانتی متر، ب) چیپس ای TLD برای تعیین دوز در سطوح فانتوم

نتایج:

طیف اشعه ایکس

طیف اشعه ایکس استفاده شده در این تحقیق با استفاده از داده‌های جدول شماره یک در برنامه SRS-78 در کیفیت‌های متفاوت به‌دست آمد. این طیف با در نظر گرفتن ریپل‌های تقریبی متفاوت در ضخامت‌های مختلف فیلتر آلومینیومی به‌دست آمد. نتایج مربوطه در شکل شماره چهار ارایه شده است. این طیف به عنوان چشمه اشعه ایکس در برنامه و فضای شبیه‌سازی مونت‌کارلو وارد شد.

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]



شکل ۴: طیف اشعه ایکس به دست آمده از برنامه SRS-78

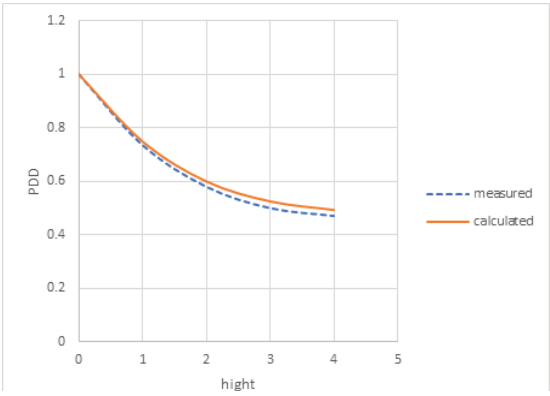
نتایج اعتبار سنجی:

برای اعتبارسنجی طیف و طراحی درست سیستم و محیط رادیوگرافی نتایج اعتبار سنجی از اهمیت بالایی برخوردار است. نمودار درصد دوز عمقی در شرایط تجربی و مونت کارلو با هم مقایسه شدند. همان طور که از شکل شماره پنج مشخص است، تطبیق دو نمودار با خطای کمتر از ۵ درصد دلالت بر تایید برنامه شبیه‌سازی دارد. نتایج قرائت دزیمترهای ترمولومینسانس مقادیر حاصل از شبیه‌سازی در جدول شماره سه آمده است. این مقادیر در نهایت به مقدار دوز روی سطح بهنجار شدند.

جدول ۳: نتایج قرائت دزیمترهای ترمولومینسانس و مقادیر حاصل از شبیه‌سازی

درصد خطای نسبی	بهنجارشده	نتایج سطح (شبیه سازی)	نتایج عمق (شبیه سازی)	بهنجار شده	نتایج سطح(اندازه گیری میدانی)	نتایج عمق(اندازه گیری میدانی)	عمق از سطح (cm)
۰	۱	۱۸/۷	۱۸/۷	۱	۱۹/۳۰	۱۹/۳۰	۰
-۰/۷۴	۰/۷۵	۱۸/۷	۱۴	۰/۷۴	۱۹/۳۰	۱۴/۲۱	۱
-۳/۳۳	۰/۶۰	۱۸/۷	۱۱/۲۰	۰/۵۸	۱۹/۳۰	۱۱/۲۲	۲
-۴/۰۰	۰/۵۲	۱۸/۷	۹/۸۰	۰/۵۰	۱۹/۳۰	۹/۶۹	۳
-۴/۳	۰/۴۹	۱۸/۷	۹/۲۰	۰/۴۷	۱۹/۳۰	۹/۱۲	۴

نتایج درصد دوز عمقی در شرایط تجربی و مونت‌کارلو در شکل شماره پنج مقایسه شدند. همان‌طور که از شکل پنج مشخص است، تطبیق دو نمودار با خطای نسبی کمتر از ۵ درصد دلالت بر تایید برنامه شبیه‌سازی دارد.



شکل ۵: نمودار درصد دوز عمقی حاصل از شبیه‌سازی در مونت کارلو و تجربی

در جدول شماره چهار، ابعاد فانتوم‌های حاصل از شبیه‌سازی در این تحقیق از جنس پلکسی برای هر رده سنی ارایه شده است. نتایج مذکور برای ابعاد فانتوم‌های منطبق با طول و عرض میدان اصلی پرتودهی تعیین شد.

جدول ۴: مشخصات فانتوم‌های طراحی شده حاصل از نتایج شبیه‌سازی برای رده‌های سنی مختلف و میدان‌های پرتوی با ابعاد مختلف

ابعاد پلکسی	ضخامت پلکسی	فاصله چشمه تا میز	کیلوولتاژپیک	عرض میدان پرتودهی	طول میدان پرتودهی	رده سنی
۱۸×۱۱	۱۲/۶	۱۰۰	۵۷	۱۸	۱۱	۱-۰
۲۳×۱۵	۱۵/۴	۱۰۰	۶۹	۲۳	۱۵	۵-۱
۲۹×۱۹	۱۸	۱۲۰	۷۱	۲۹	۱۹	۱۰-۵
۲۱×۳۵	۲۱۴/۴	۱۲۰	۷۷	۳۵	۲۱	۱۵-۱۰

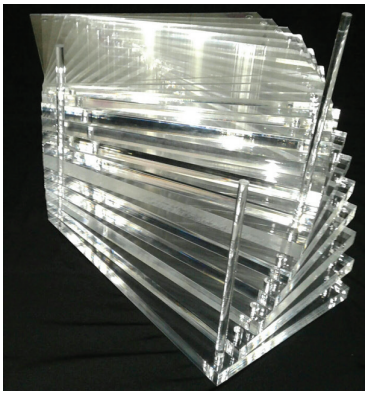
در جدول شماره پنج، ابعاد فانتوم‌های حاصل از شبیه‌سازی در این تحقیق از جنس پلکسی برای تمامی رده‌های سنی ارایه شده است. نتایج مذکور برای فانتوم های با ابعاد ثابت ۳۶×۲۳ تعیین شد.

جدول شماره۵: مشخصات فانتوم‌های طراحی شده حاصل از نتایج شبیه‌سازی برای رده‌های سنی مختلف برای میدان با ابعاد ثابت

ابعاد پلکسی	ضخامت پلکسی	فاصله چشمه تا تخت	کیلوولتاژپیک	عرض میدان پرتودهی	طول میدان پرتودهی	رده سنی
۳۶×۲۳	۱۳,۴	۱۰۰	۵۷	۱۸	۱۱	۱-۰
	۱۶,۱	۱۰۰	۶۹	۲۳	۱۵	۵-۱
	۱۸,۲	۱۲۰	۷۱	۲۹	۱۹	۱۰-۵
	۲۱,۶	۱۲۰	۷۷	۳۵	۲۱	۱۵-۱۰

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]

شکل شماره ۶ ، نمای رو به رو از فانتوم طراحی و ساخته شده را نمایش می‌دهد.



شکل ۶ : فانتوم معادل بدن طراحی و ساخته شده در این تحقیق

بحث:

در این مطالعه، فانتوم معادل بافتی طراحی و ساخته شد که از صحت مناسبی در دزیمتری و بررسی کیفیت تصویر برخوردار است. علاوه بر این، قابل حمل، ارزان و بسیار ساده و کاربردی بوده، به طوری که می تواند در مراکز پرتوشناسی تشخیصی مجهز به دستگاه‌های رادیوگرافی دیجیتال برای تهیه جدول مناسب برای تکنیک‌های مختلف پرتودهی استفاده شوند. این فانتوم به لحاظ عملکرد، معادل فانتوم همگن قفسه سینه کودکان است، بنابراین امکان اندازه‌گیری دوز و بررسی پارامترهای کیفیت تصویر در تمام رده‌های سنی کودکان را برای کاربر فراهم می‌کند و به لحاظ دوزیمتری از خطای کمتری برخوردار است، درحالی‌که مقدار تضعیف و پراکندگی معادل بدن ایجاد می کند. بنابراین از پلکسی که ماده در دسترسی است و همچنین تضعیف مناسب را ایجاد می‌کند، استفاده شد. ویژگی‌های ذکر شده، فانتوم طراحی شده در این تحقیق را از موارد مشابه متمایز می‌کند. موسسه استاندارد ملی آمریکا (۱۳) فانتومی مرکب از اکرلیک، هوا و آلومینیوم با ضخامتی حدود ۱۱,۵ سانتی‌متر ارایه داد. فانتوم مذکور فقط برای کودکان ۱۵ ماهه کاربرد دارد. آلوز و همکارانش، فانتوم معادل قفسه سینه کودکان صفر تا یک سال را طراحی کردند که برای ساخت آن از تصاویر توموگرافی کامپیوتری قفسه سینه کودکان این رده سنی استفاده شد(۱۴). فانتوم مذکور از ترکیب‌های (۲۸,۶ میلی‌متر هوا، ۷۳ میلی‌متر پلکسی و ۲,۳ میلی‌متر آلومینیوم) ساخته شده و دارای عدم قطعیت به ترتیب ۱۹,۶، ۱۳ و ۲۰، در ابعاد ۱۵ در ۱۵ سانتی‌متر است. پینا و همکارانش نیز در تحقیق مشابهی، فانتوم معادل قفسه سینه را برای رده سنی یک تا ۵ سال طراحی و ساختند(۱۵). این فانتوم شامل ترکیبی از ۲۰ میلی‌متر هوا، ۶۵,۴ میلی‌متر پلکسی و ۱,۴ میلی‌متر آلومینیوم با عدم قطعیت‌های به ترتیب ۳۱، ۱۳,۸ و ۲۰ ،در ابعاد ۱۵ در ۱۵ سانتی متر است. هدف تحقیق‌های ذکر شده از ساخت این فانتوم‌ها این بود که بتوانند تضعیف معادل بدن انسان را فراهم کنند تا از آن برای بهینه‌سازی پرتودهی کودکان استفاده شود؛ بنابراین پژوهش حاضر در عین سادگی و با استفاده از روشی نوین، فانتوم معادل قفسه سینه برای تمامی رده‌های سنی کودکان را با عدم قطعیت قابل قبول پیشنهاد داده است.

نتیجه‌گیری:

دستگاه‌های رادیوگرافی دیجیتال دارای بازه دینامیکی وسیعی هستند و دانسیته ایجاد شده در تصویر با میزان پرتو رابطه خطی دارد ؛ بنابراین تشکیل تصویر با مقادیر دوز کم یا بسیار بالا امکان پذیر است و این پارامتر سبب شده است که مرزی برای ورود به ناحیه پرتوگیری بیش از حد در این سیستم‌ها وجود نداشته باشد و اصولا کاربر این سیستم‌ها ترجیح می‌دهد تصویر با کیفیت بهتر را با اعمال دز بالاتر داشته باشد. برای دستیابی به شرایط بهینه دوز و کیفیت تصویر، تهیه جدول مناسب برای تکنیک‌های پرتودهی ضروری است. فانتوم همگن معادل قفسه سینه کودکان این امکان را فراهم می‌کند که بتوان در تمام رده‌های سنی کودکان بدون نیاز به پرتودهی روی بیمار، جدول‌های تکنیک‌های مناسب پرتودهی را ایجاد کرد که به لحاظ دوزیمتری از خطای کمتری برخوردار باشد. از طرف دیگر با تغییر ضخامت‌های فانتوم می‌توان رده‌های سنی مختلف تا ۱۵ سال را پوشش داد. از این فانتوم برای دو تکنیک پرتودهی قدامی–خلفی و خلفی–قدامی استفاده می‌شود. همچنین پیشنهاد می‌شود که از متدولوژی استفاده شده در این تحقیق برای ساخت فانتوم معادل آزمون‌های دیگر مانند جمجمه و شکم و ... نیز استفاده شود.

تقدیر و تشکر:

نویسندگان از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی به دلیل حمایت مالی از این پروژه کمال تشکر را دارند. مقاله حاضر بر گرفته از پایان‌نامه دانشجویی خانم فرشته رحمانی با شماره ثبت ۲۷۰ م در دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی است.

منابع:

1. Bloomfielda Ch, Boavidab F, Chablozc D, Crausazc E, Huizingad E, Hustveite H, et al . A narrative review on the reduction of effective dose to a paediatric patient by using different combinations of kVp, mAs and additional filtration whilst maintaining image quality. Optimax 2015; 81-85.

2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103 2007; Ann. ICRP 37(2-4):15-20.

3. UNSCEAR 2008 Report. Sources and effects of ionizing radiation. United Nations Publications 2010.

4. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the international commission on radiological protection, ICRP publication 60. Pergamon, Oxford 1991.

5. Zhang M, LIU K, NIU X, LIU X. A method to derive appropriate exposure parameters from target exposure index and patient thickness in pediatric digital radiography. PEDIATR RADIOL 2013; 43: 568–574.

6. C Bloomfield, F Boavida, D Chabloz, E Crausaz, E Huizinga, H Hustveit, Heidi Knighta, A Pereira, V Harsaker, W Schaake, R Viss. A narrative review on the reduction of effective dose to a pediatric patient by using different combinations of kVp, mAs and additional filtration whilst maintaining image quality. OPTIMAX 2014; 81-84.

7. Kohn M. M., Moores, B. M., Schibilla, H. et al. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics. EUR 16261.

8. Alves. F, Pina. D. R., Bacchim neto. F. A., Riberto. S. M., Miranda. J. R. A. Quantification of biological tissue and construction of patient equivalent phantom(SKULL AND CHEST) for infants(1-5 Years old). MEDICAL IMAGING PROC. OF SPIE 2014; 9033-9037.

9. INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION 1990.

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]

10. Eckerman KF, Cristy M and Ryman JC. The ORNL Mathematical Phantom Series. Available on http://ats.ronl.gov/documents/mird2. 1996.

11. Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA and Desponds L. Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data, IPEM, Report No78, 1997.

12. Krsti´ D and Nikezi´ D. Input files with ORNL—mathematical phantoms of the human body for MCNP-4B. Computer Physics Communications. 2007: 176: 33–37.

13. STANDARDIZED METHODS FOR MEASURINGDIAGNOSTIC X-RAY EXPOSURES REPORT OF TASK GROUP 8 DIAGNOSTIC X-RAY IMAGING COMMITTEE AAPM REPORT NO. 31

14. F.Alves, D. R.Pina, F. A. Bacchim Neto, S. M. Ribeiro, J. R. A.Miranda . "Quantification of Biological Tissue and Construction of PatientEquivalent Phantom (Skull and Chest) for Infants (1-5 years old), medical imaging Proc. of SPIE (2014):9033-9037

15. D. R. Pina, R. T. Souza, S. B. Duarte et al., "Analysis of biological tissues in infant chest for the development of an equivalent radiographic phantom," Med Phys, 2012:1357-60

[Downloaded from pejouhesh.sbmu.ac.ir on 2025-11-14]