

## طراحی و ساخت فانتوم انسان نما با استفاده از سی تی اسکن یک بیمار خاص برای استفاده در مطالعات دزیمتری سی تی اسکن

زهرا علیرضایی<sup>۱</sup>، دکتر کیوان جباری<sup>۲</sup>، دکتر محمدباقر توکلی<sup>۳</sup>، توحید دهقانی<sup>۱</sup>، دکتر هدا مهدوی<sup>۴</sup>

### مقاله پژوهشی

#### چکیده

**مقدمه:** اندازه‌گیری دز ارگان در رادیولوژی تشخیصی و رادیوتراپی اهمیت بسیار زیادی دارد. به دلیل محدودیت اندازه‌گیری دز بر روی بیماران، بدین منظور از فانتوم‌های ساخته شده استفاده می‌شود. یکی از انواع مهم این فانتوم‌ها، فانتوم‌های انسان نما می‌باشد. این مقاله، گزارشی از ساخت یک فانتوم انسان نما، با هدف استفاده در مطالعات دزیمتری در سی تی اسکن است.

**روش‌ها:** برای ساخت این فانتوم، از چند ماده‌ی مختلف برای تطابق بافت نرم و استخوان استفاده شد. برای بافت نرم، پرسپکس و برای بافت استخوان سخت، از ترکیبی استفاده شد که پایه‌ی آن پلی‌یورتان بود. طراحی سه بعدی فانتوم با استفاده از نرم‌افزارهای بسیار دقیقی صورت گرفت؛ به طوری که، محل‌های آناتومیک به دقت با استفاده از سی تی اسکن بیمار بر روی فانتوم نهایی مدل سازی شد.

**یافته‌ها:** با استفاده از سی تی اسکن فانتوم، اعداد هانسفیلد برای ماده‌ی معادل بافت نرم و استخوان به کار برده شده در این فانتوم به دست آمد. اعداد هانسفیلد به دست آمده، تطابق خوبی با اعداد هانسفیلد بافت نرم و بافت استخوانی بدن انسان داشت.

**نتیجه‌گیری:** در این پروژه، طراحی فانتوم به صورتی ارائه شد که می‌توان با استفاده از آن، طراحی داخلی هر بیمار خاص را در یک فانتوم سه بعدی انجام و بازسازی کرد. روشی که برای ساخت این فانتوم استفاده شد، می‌تواند به طور کامل تر و گسترده‌تری در ساخت فانتوم‌های دیگر و نیز فانتوم کامل بدن مورد استفاده قرار گیرد.

**واژگان کلیدی:** دزیمتری، سی تی اسکن، فانتوم انسان نما

**ارجاع:** علیرضایی زهرا، جباری کیوان، توکلی محمدباقر، دهقانی توحید، مهدوی هدا. طراحی و ساخت فانتوم انسان نما با استفاده از سی تی

اسکن یک بیمار خاص برای استفاده در مطالعات دزیمتری سی تی اسکن. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۴؛ ۳۳ (۳۲۳): ۱۲۵-۱۳۳

#### مقدمه

فانتوم‌های انسان نما (Anthropomorphic) با مواد معادل بافت ساخته می‌شوند و تاکنون برای اهداف گوناگونی در تحقیقات مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این فانتوم‌ها نمایش فیزیکی مناسبی را از آناتومی بدن و خواص

تضعیف بافت‌های بدن برای مطالعات دزیمتری تابش فراهم می‌آورند (۱-۳). تفاوت فانتوم فیزیکی با فانتوم‌های یکنواخت این است که در فانتوم‌های فیزیکی محل‌های دریافت دز به طور دقیق با آناتومی بدن انسان مطابقت داده می‌شود، اما در فانتوم‌های یکنواخت تمام

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی و کمیته‌ی تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استاد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- دستیار، گروه رادیوتراپی و آنکولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

بخش‌ها ساده‌سازی شده‌اند و معادل با میانگین کل بافت‌ها در نظر گرفته می‌شوند (۴).

یکی از کاربردهای فانتوم‌های فیزیکی، تعیین مقدار عددی دز ارگان است که مزیت ویژه‌ای نسبت به روش‌های محاسباتی می‌باشد؛ چرا که در این حالت آگاهی دقیق از طیف انرژی فوتون یا هندسه‌ی تابش ضرورتی ندارد. زمانی که استفاده از تکنیک‌های اسکن اختصاصی (که مدل‌سازی آن‌ها مشکل است) مانند مدولاسیون اتوماتیک جریان تیوب در سی‌تی و کنترل اتوماتیک اکسپوژر در فلوروسکوپی در نظر گرفته می‌شود، این مسأله به طور ویژه‌ای مفید است (۵).

در بیشتر مطالعات مربوط به دز ارگان در تصویربرداری تشخیصی، از فانتوم‌های انسان‌نمایی مانند فانتوم RANDO یا ATOM که به صورت تجاری موجود است، استفاده می‌شود (۸-۶). به منظور فراهم آوردن جایگزین مناسبی برای آناتومی بدن این فانتوم‌های تجاری از سه ماده‌ی معادل که خواصی مشابه ریه، استخوان و بافت نرم دارند، استفاده می‌شود. فانتوم‌ها جهت دستیابی به موقعیت‌های ارگان برای قرارگیری دزیمترها، با برش‌هایی به ضخامت ۲/۵ سانتی‌متر به صورت آگزیال بر روی هم قرار گرفته‌اند. هرچند استفاده‌ی شایع از این فانتوم‌ها در تحقیقات کلینیکی به دلیل قیمت گزاف آن‌ها دارای محدودیت است (۹).

در استفاده و انتخاب مواد معادل بافت دو شاخص مهم باید در نظر گرفته شود. اولین مسأله این‌که بافتی که شبیه‌سازی می‌شود باید به طور دقیق مشخص گردد. بافت بدن انسان یکنواخت و یا همگن نیست. علاوه بر این، تفاوت بین افراد تا حدودی تعریف دقیق از ترکیب بافت را غیر ممکن می‌سازد. بدن

انسان شامل محدوده‌ای از بافت‌ها و ترکیبات تشکیل دهنده‌ی آن‌ها است. این ترکیبات از حجم ریه با چگالی کم (۰/۳) تا استخوان سخت که چگالی آن شش برابر بیشتر از بافت ریه است، متنوع می‌باشد. هنگامی که بافتی به صورت جداگانه متمایز نمی‌شود، اغلب آن را به عنوان ماهیچه‌ی عضلانی در نظر می‌گیرند که با روشی رسمی توسط ICRP (International Commission on Radiological Protection) متمایز شده است. شاخص دوم نوع تابش استفاده شده است. در واقع نوع تابش مشخص کننده‌ی پارامتر برهم‌کنش است (۱۰).

ماده (معادل بافت) جهت انتقال خطی (Linear transmission) پرتوی ایکس ممکن است معادل ضعیفی برای کاربردهای دزیمتری نوترون باشد. در مورد اول، عواملی مانند چگالی، عدد اتمی مؤثر و ضرایب تضعیف خطی فوتون شاخص‌های مهمی هستند؛ در حالی که برای دزیمتری نوترون ترکیب بنیادی با تأکید ویژه بر هیدروژن و نیتروژن دارای اهمیت می‌باشد. درباره‌ی نوترون‌های پرنانرژی، ترکیبات اکسیژن و کربن نسبی ماده‌ی معادل بافت قابل توجه است (۱۱).

هدف از انجام تحقیق حاضر، طراحی و ساخت فانتوم‌های انسان‌نما به منظور استفاده در اندازه‌گیری دز در تصویربرداری تشخیصی [به ویژه سی‌تی اسکن، CBCT (Cone-beam computed tomography) و پرتودرمانی] بود که در آن ساخت یک فانتوم سر و گردن با در نظر گرفتن ویژگی‌های بافت‌های مختلف مانند استخوان‌ها، دندان‌ها و بافت نرم واقع در ناحیه‌ی فک و دندان مد نظر قرار گرفت. مزیت فانتوم طراحی شده در مقایسه با فانتوم‌های

بررسی گردید. با توجه به ابعاد فک و چگونگی موقعیت دندان‌ها و سایر قسمت‌های اطراف فک، ساخت فانتوم با در نظر گرفتن قابلیت دزیمتری در این شرایط و در دو قسمت طراحی سر و طراحی فک ساخته شد. نظر به این که در تحقیق حاضر دز فک پایین، فک بالا و غدد بزاقی مورد نظر بود، فانتوم از چند بخش مختلف ساخته شده است که مشخصات هر یک از ساختارها و جنس آن‌ها (که بافت نرم و یا استخوان است) مطابقت داشته باشد. فانتوم مورد نظر در مطالعه‌ی حاضر از روی برش واقعی موجود از مقاطع آگزیال سی تی اسکن یک بیمار واقعی تهیه گردید. بنابراین ساختار آن به طور کامل مطابق با بدن انسان است و محل‌های دریافت کننده‌ی دز و بررسی شونده برای کیفیت موجود در تصویر دقیق خواهند بود.

پرسپکس به عنوان ماده‌ی جایگزین بافت نرم مورد استفاده قرار گرفت. این ترکیب دارای فرمول شیمیایی  $(C_5O_2H_8)_n$ ، چگالی جرمی  $1/18$  گرم بر مترمکعب، چگالی الکترونی  $10^{23} \times 3/24$  الکترون بر گرم و عدد اتمی مؤثر (فوتوالکتریک)  $6/48$  بود (۱۲).

ترکیبی از کربنات کلسیم و رزین پلی‌یورتان به عنوان ماده‌ی معادل استخوان مورد استفاده قرار گرفت که با نسبت‌های مشخص با هم مخلوط شدند (۱۶-۱۳). کربنات کلسیم دارای فرمول شیمیایی  $CaCO_3$  و چگالی جرمی  $2/7$  گرم بر مترمکعب بود. رزین پلی‌یورتان فرمول شیمیایی  $C_{25}H_{42}N_2O_8$ ، چگالی جرمی  $1/33$  گرم بر مترمکعب و عدد اتمی مؤثر  $10/2$  داشت. درصد جرمی رزین پلی‌یورتان و کربنات کلسیم در ترکیب به ترتیب  $60$  و  $40$  بود. چگالی نهایی ترکیب از فرمول  $3$  به دست آمد که  $w$

تجاری موجود این است که برش‌های سه میلی‌متری، انتخاب‌های بیشتری برای محل دزیمتر در هنگام استفاده از دزیمتری داخل بدنی در اختیار محقق قرار می‌دهد و آناتومی مطابق با داده‌های سی تی برای ساخت فانتوم مطابقت داده شده است.

با توجه به این که هدف استفاده از این فانتوم، تعیین توزیع دز در ناحیه‌ی فک و صورت می‌باشد، فانتوم سر با تأکید بر جزییات فک و با استفاده از مواد معادل مناسب برای بافت‌های مختلف ساخته شد. برای انجام این کار از داده‌های سی تی اسکن یک بیمار واقعی و همچنین از نرم‌افزارهای مناسب مدل‌سازی سر و صورت استفاده گردید و برای اطمینان از صحت کار، سی تی اسکن بر روی فانتوم انجام گرفت.

### روش‌ها

مواد معادل بافتی استفاده شده برای فانتوم دو ویژگی اصلی داشت؛ اول این که دارای خواص فیزیکی مشابه با بافت بدن انسان شامل ضرایب تضعیف و چگالی است. همچنین دو شاخص مهم که باید به دقت بررسی شود، عدد اتمی مؤثر و تعداد الکترون‌ها بر گرم می‌باشد که به ترتیب از فرمول‌های ۱ و ۲ به دست می‌آید (۱۲).

$$N_0 = 6.023 \times 10^{23} \sum \frac{P_i Z_i}{A_i} \quad \text{فرمول ۱}$$

$$\bar{Z} = \left[ \frac{6.023 \times 10^{23}}{N_0} \sum \frac{P_i Z_i^{3.94}}{A_i} \right]^{\frac{1}{2.94}} \quad \text{فرمول ۲}$$

دوم این که فرایند ساخت و جمع‌آوری فانتوم آسان بود و نیاز به تجهیزات آزمایشگاهی ساده‌ای داشت. عوامل متعددی برای طراحی و ساخت این فانتوم

نشان دهنده‌ی درصد جرمی و  $\rho$  چگالی است.

$$\frac{1}{\rho} = \frac{w_1}{\rho_1} + \frac{w_2}{\rho_2} \quad \text{فرمول ۳}$$

بافت نرم بدن دارای عدد اتمی مؤثر ۷، چگالی جرمی ۱ گرم بر مترمکعب و چگالی الکترونی  $10^{23} \times 3/36$  الکترون بر گرم و بافت استخوانی دارای عدد اتمی مؤثر ۱۳/۸، چگالی جرمی ۱/۸۵ گرم بر مترمکعب و چگالی الکترونی  $10^{23} \times 5/55$  الکترون بر گرم بود.

مواد معادل بافت توسعه یافته با اندازه‌گیری چگالی و خواص تضعیف مواد بررسی گردید. ضریب تضعیف مواد نیز با اندازه‌گیری تضعیف چند ضخامت از مواد با استفاده از پرتوهای باریک تولید شده توسط دستگاه رادیوگرافی بالینی مورد بررسی قرار گرفت. علاوه بر این، واحد هانسفیلد (Hounsfield unit یا HU) در فانتوم تکمیل شده با استفاده از یک دستگاه سی‌تی اسکنر زیمنس ۱۶ اسلایس اندازه‌گیری و ولتاژ تیوب ۱۲۰ کیلوولت و ۱۰۰ میلی‌آمپر انتخاب شد. متوسط واحد هانسفیلد از مناطق انتخاب شده‌ی مورد نظر با استفاده از مساحت حدود ۱۰ سانتی‌متر مربع تعیین شد.

### روش ساخت فانتوم

نرم‌افزارهای مورد استفاده: برای مدل‌سازی سه بعدی این فانتوم از دو نرم‌افزار 3D Doctor و Rhino 5 (Rhinoceros 3D) استفاده گردید.

نرم‌افزار 3D Doctor نرم‌افزاری پیشرفته برای تحلیل، پردازش و تفسیر (Rendering) می‌باشد و مورد تأیید سازمان غذا و داروی آمریکا (Food and drug administration یا FDA) قرار گرفته است و برای استفاده در تصویربرداری پزشکی

و کاربردهای تصویرسازی سه بعدی به کار می‌رود. نرم‌افزار (Rhino 5 (Rhinoceros 3D یک نرم‌افزار سه بعدی گرافیکی از دسته نرم‌افزارهای طراحی صنعتی به کمک کامپیوتر CAID (Computer aided industrial design) می‌باشد. این نرم‌افزار برای مهندسان طراحی صنعتی، معماری، مهندسی عمران، مهندسی مکانیک و همچنین طراحی بازی‌های رایانه‌ای کاربرد دارد.

مراحل ایجاد تصویر سه بعدی با استفاده از داده‌های سی‌تی اسکن فرد در دو نرم‌افزار ذکر شده شامل «در اختیار داشتن داده‌های سی‌تی اسکن به صورت فایل DICOM، فراخوانی تصاویر دو بعدی برش‌های سی‌تی اسکن به صورت یک فایل در نرم‌افزار 3D Doctor، انتخاب بخش‌های مختلف با نوار ابزار Interactive segment، ساخت طرح سه بعدی با انتخاب گزینه‌ی Complex surface rendering و ذخیره‌ی تصویر به صورت فایل STL» می‌باشد.

برش‌های دو بعدی به دست آمده از سی‌تی اسکن سر و گردن با استفاده از نرم‌افزار 3D Doctor.4 به صورت تصاویر سه بعدی در دو قسمت مجزای رویه و اسکلت مطابق شکل ۱ ساخته شد. در نرم‌افزار 3D Doctor.4 هنگام انتخاب برش‌ها می‌توان عدد هانسفیلد بخش‌های مختلف را تغییر داد و به سمت بافت نرم و یا استخوان متمایل شد. بنابراین می‌توان دو قسمت جداگانه‌ی مربوط به رویه و استخوان‌های مجسمه و بافت نرم داشت. در پایان کار هر دو تصویر سه بعدی با فرمت STL ذخیره می‌گردد.

با استفاده از نرم‌افزار سه بعدی Rhino، دو مدل سه بعدی ساخته شده بر روی یکدیگر منطبق و با فرمت 3Ds دوباره ذخیره شدند و به برش‌های

۲/۹ درصد نیتروژن و ۲۲/۳ درصد اکسیژن بود، استفاده شد. برای به دست آوردن بافتی که معادل استخوان بدن باشد، درصدی از کربنات کلسیم با درصدی از رزین پلی یورتان مخلوط شد؛ به طوری که به چگالی و عدد اتمی مشابه با استخوان فشرده برسد. به دلیل غلظت بالای ترکیب از یک همزن مناسب الکتریکی استفاده گردید تا مخلوط دارای یکنواختی لازم باشد. سپس مخلوط در محل های معین برای استخوان قالب گیری شد. خشک شدن مخلوط در قالب ها ۲-۴ ساعت به طول انجامید (شکل ۲).

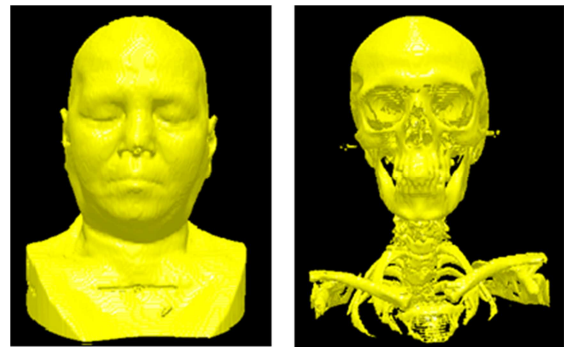


شکل ۲. قالب گیری مادهی معادل استخوان در محل های برش داده شده

### جمع آوری فانتوم

پس از آماده شدن لایه های برش خورده توسط دستگاه برش لیزری، لایه ها بر روی یکدیگر قرار گرفت و فانتوم نهایی ساخته شد (شکل ۳). در طراحی ستون فانتوم باید نکاتی در نظر گرفته شود از جمله این که ستون ها از جنس مادهی زمینهی فانتوم باشد تا اختلالی در توزیع دز به وجود آمده ایجاد نکنند. علاوه بر این، بهتر است ستون ها به شکل دایره

۲/۸ میلی متری تقسیم بندی و کانتور بندی گردیدند. پس از آن با استفاده از ابزارهای موجود در نرم افزار Rhino، قسمت هایی از استخوان های فک و صورت که هدف، جداسازی آن ها از بافت نرم بود، در این برش ها باقی ماندند و بقیه حذف شدند. این مدل سه بعدی با استفاده از ورقه های پرسپکس در دستگاه برش لیزری برش داده شد.



شکل ۱. مدل سه بعدی رویه و استخوان در نرم افزار 3D Doctor با استفاده از داده های سی تی اسکن

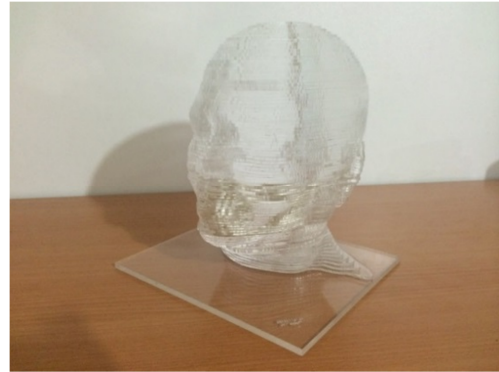
### ساخت فانتوم

همان گونه که گفته شد، از مادهی پرسپکس به عنوان جایگزین بافت نرم استفاده گردید و برش ها با استفاده از این ماده انجام شد.

نتایج مطالعه ای بر روی یک مادهی پلاستیکی نشان داد که پلی یورتان می تواند به عنوان یک مادهی پایه برای شبیه سازی بافت های متنوع در بدن به کار رود. این ماده دارای چگالی ۱/۰۳-۱/۰۸ گرم بر سانتی متر مکعب و مادهی انعطاف پذیری است که به شکل های مختلفی می تواند قالب گیری شود (۱۳-۱۵).

در مطالعه ای حاضر از رزین پلی یورتان که ترکیبی از ۱۰/۲ درصد هیدروژن، ۶۴/۶ درصد کربن،

یا استوانه نباشد، بلکه به شکل مکعب باشد تا امکان چرخش وجود نداشته باشد.

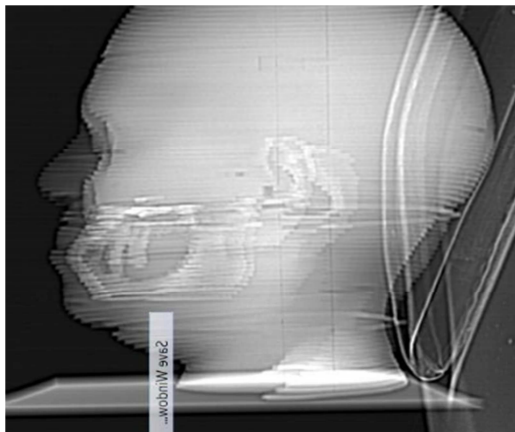


شکل ۳. فانتوم تکمیل شده پس از جمع‌آوری لایه‌ها

توجه به محدوده‌ی عدد هانسفیلد استخوان (۱۰۰۰-۴۰۰) تطابق خوبی دارد.

سی تی اسکن فانتوم با شرایط ۱۲۰ کیلوولت و ۱۰۰ میلی‌آمپر توسط دستگاه سی تی اسکن ۱۶ اسلایس در مرکز درمانی- آموزشی الزهرای (س) اصفهان انجام شد (شکل ۴) که نتایج آن برای پرسپکس (معادل بافت نرم) و استخوان مطابقت دارد. اعداد هانسفیلد به دست آمده تطابق بسیار خوبی با اعداد هانسفیلد بافت نرم و بافت استخوانی طبیعی بدن انسان داشت.

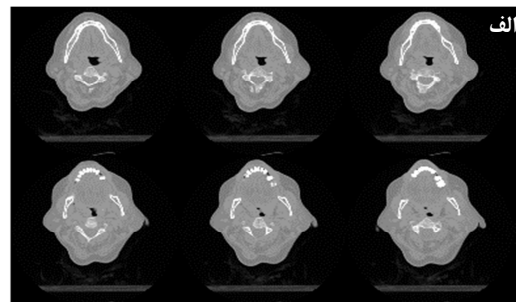
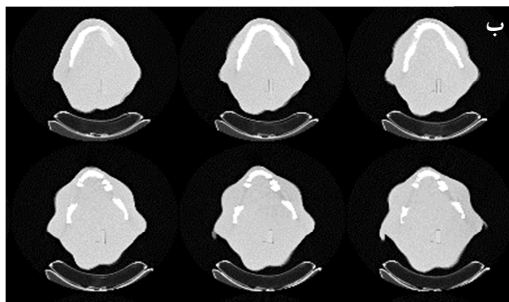
همچنین، تصویر بافت سخت به کار رفته در فانتوم همخوانی خوبی با تصویر سی تی اسکن واقعی بیمار داشت (شکل ۵).



شکل ۴. نمای سی تی اسکن فانتوم با شرایط ۱۲۰ کیلوولت و ۱۰۰ میلی‌آمپر با استفاده از دستگاه زمینس ۱۶ اسلایس

### یافته‌ها

عدد هانسفیلد به دست آمده برای پرسپکس با استفاده از سی تی اسکن ۱۶ اسلایس زمینس، ۳۸ به دست آمد و با توجه به عدد هانسفیلد بافت نرم که در محدوده‌ی ۴۰-۱۰ قرار دارد، مطابقت خوبی را نشان می‌دهد. از آنجایی که هدف استفاده از این فانتوم در دزیمتری‌های سی تی اسکن و رادیوتراپی می‌باشد که محدوده‌ی انرژی بالاتر از ۱۰۰ کیلوولت در آن‌ها استفاده می‌شود، بنابراین تفاوتی میان بافت نرم و بافت نرم داخل استخوان مشاهده نشد. عدد هانسفیلد به دست آمده برای استخوان با استفاده از سی تی اسکن انجام شده و شرایط ذکر شده، ۹۰۲ بود که با



شکل ۵. مقاطع سی تی اسکن به دست آمده از بیمار (قسمت الف) و مقاطع سی تی اسکن فانتوم ساخته شده (قسمت ب)

## بحث

در تحقیق حاضر از ترکیبات متنوعی برای مطابقت با بافت نرم و استخوان استفاده شد. فانتوم ساخته شده در مقایسه با فانتوم‌های موجود به دلیل برش‌های نازک‌تر، محل‌های مورد نظر آناتومیکی را متنوع‌تر و دسترسی به آن‌ها را آسان‌تر نمود.

ماده‌ی معادل بافت استخوان که پایه‌ی آن پلی‌یورتان بود، چند مزیت داشت. یکی از ویژگی‌های آن راحت مخلوط شدن با کربنات کلسیم و به دست آمدن ترکیبی یکنواخت بود. علاوه بر این، به دلیل این‌که چسب پلی‌یورتان در مدت زمان ۲-۴ ساعت خشک می‌شود، زمان کافی برای قالب‌گیری و صاف کردن سطوح وجود داشت. مزیت دیگر این فانتوم، استفاده از مواد ارزان قیمت و در دسترس می‌باشد.

نتایج مطالعه‌ی حاضر مطابقت بین تصویر سی‌تی اسکن فانتوم با تصویر سی‌تی اسکن بیمار را تأیید نمود. مطابق با شکل ۵، تصویر بافت سخت به کار رفته در فانتوم همخوانی خوبی با تصویر سی‌تی اسکن واقعی بیمار دارد و دلیل همخوانی مناسب این است که کانتور واقعی بیمار برای برش لیزری از طریق نرم‌افزارهای پیشرفته‌ی 3D Doctor و Rhino به طور اتوماتیک ایجاد شد. البته شرایط تابش‌گیری بیمار و فانتوم یکسان بود که این مسأله بر همخوانی دو تصویر تأثیر مهمی داشت. یکی دیگر از ویژگی‌های ساخت فانتوم به این روش، آن است که می‌توان تمام بافت‌های متفاوت را با کانتور دقیق در فانتوم جای داد. بنابراین می‌توان این فانتوم را گسترش داد و به شکل دقیقی استخوان اسفنجی و چربی و ریه را نیز در آن قرار داد.

با توجه به شکل ۴ مشاهده می‌شود که در تصویر

سی‌تی اسکن فانتوم، قسمت استخوان فک به شکل طبیعی در تصویر مشاهده می‌شود. لازم به ذکر است که برای ایجاد طرح دقیق از فک در بیشتر تحقیقات رادیولوژی و دزیمتری، از فک انسان واقعی (جسد) استفاده می‌شود. در طراحی تحقیق حاضر، ساده‌سازی در آناتومی بدن بیمار انجام نگرفت. در بیشتر فانتوم‌های دیگر، ساختارهای پیچیده با شکل‌های ساده تقریب زده می‌شود (۲۰-۱۶)؛ در حالی که در این پژوهش به آناتومی دقیق توجه زیادی شده است. در نهایت می‌توان گفت که استفاده از نرم‌افزارهای جدید مانند 3D doctor و Rhino سبب ایجاد دقت بیشتری در ساخت این فانتوم شد.

## نتیجه‌گیری

در مطالعه‌ی حاضر با استفاده از نرم‌افزارهای معرفی شده روشی ارائه شد که می‌توان با استفاده از آن طراحی داخلی هر بیمار خاص را در یک فانتوم سه بعدی طراحی و بازسازی کرد. این روش می‌تواند به طور کامل‌تر و گسترده‌تری در ساخت فانتوم‌های دیگر و نیز فانتوم کامل بدن و همچنین برای ساخت فانتوم‌های کودکان و بزرگسالان با هر جنسیتی استفاده شود. با توسعه‌ی مواد مورد استفاده و بهره‌گیری از مواد دیگر برای ساخت چربی و ریه در پروژه‌های دیگر، می‌توان با استفاده از این روش فانتوم کاملی را برای استفاده در دزیمتری‌های مختلف رادیولوژی و رادیوتراپی طراحی نمود.

## تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی دوره‌ی کارشناسی ارشد زهرا علیرضایی به شماره‌ی پایان‌نامه‌ی ۳۷۳۹۸۳ در

که امکانات لازم برای انجام آزمایش‌های مربوط به این پژوهش را فراهم آوردند، مراتب تشکر و قدردانی خود را به عمل آورند.

دانشگاه علوم پزشکی اصفهان است. نویسندگان مقاله بر خود لازم می‌دانند از مسئولان و کارکنان محترم بخش سی‌تی اسکن بیمارستان الزهراء (س) اصفهان

## References

1. Staton RJ, Jones AK, Lee C, Hintenlang DE, Arreola MM, Williams JL, et al. A tomographic physical phantom of the newborn child with real-time dosimetry. II. Scaling factors for calculation of mean organ dose in pediatric radiography. *Med Phys* 2006; 33(9): 3283-9.
2. Kan MW, Leung LH, Wong W, Lam N. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008; 70(1): 272-9.
3. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Goodman PC, Frush DP, Nguyen G, Toncheva G, et al. Effective dose determination using an anthropomorphic phantom and metal oxide semiconductor field effect transistor technology for clinical adult body multidetector array computed tomography protocols. *J Comput Assist Tomogr* 2007; 31(4): 544-9.
4. He B, Du Y, Song X, Segars WP, Frey EC. A Monte Carlo and physical phantom evaluation of quantitative In-111 SPECT. *Phys Med Biol* 2005; 50(17): 4169-85.
5. Winslow JF, Hyer DE, Fisher RF, Tien CJ, Hintenlang DE. Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(3): 2986.
6. Shrimpton PC, Wall BF, Fisher ES. The tissue-equivalence of the Alderson Rando anthropomorphic phantom for x-rays of diagnostic qualities. *Phys Med Biol* 1981; 26(1): 133-9.
7. Struelens L, Vanhavere F, Smans K. Experimental validation of Monte Carlo calculations with a voxelized Rando-Alderson phantom: a study on influence parameters. *Phys Med Biol* 2008; 53(20): 5831-44.
8. Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2012; 85(1010): 153-60.
9. Fisher RF, Hintenlang DE. Super-size me: adipose tissue-equivalent additions for anthropomorphic phantoms. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15(6): 5007.
10. International Commission on Radiological Protection. Report on the Task Group on Reference Man. ICRP Publication 23. Oxford, UK: Pergamon Press; 1975.
11. Nutton DH, Harris SJ. Tissue equivalence in neutron dosimetry. *Phys Med Biol* 1980; 25(6): 1173-80.
12. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. 5<sup>th</sup> ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.
13. Griffith R, Dean P, Anderson A, Fisher J. A tissue-equivalent torso phantom. For intercalibration of in-vivo, transuranic-nuclide counting facilities. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency; 1979. p. 493-503.
14. White DR, Martin RJ, Darlison R. Epoxy resin based tissue substitutes. *Br J Radiol* 1977; 50(599): 814-21.
15. Kinase S, Kimura M, Noguchi H, Yokoyama S. Development of lung and soft tissue substitutes for photons. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 115(1-4): 284-8.
16. Traub RJ, Olsen PC, McDonald JC. The radiological properties of a novel lung tissue substitute. *Radiat Prot Dosimetry* 2006; 121(2): 202-7.
17. Abuhaimeed A, Martin CJ, Sankaralingam M, Gentle DJ. A Monte Carlo investigation of cumulative dose measurements for cone beam computed tomography (CBCT) dosimetry. *Phys Med Biol* 2015; 60(4): 1519-42.
18. Hermida-Lopez M, Ludemann L, Fluhs A, Brualla L. Technical note: Influence of the phantom material on the absorbed-dose energy dependence of the EBT3 radiochromic film for photons in the energy range 3 keV-18 MeV. *Med Phys* 2014; 41(11): 112103.
19. Torgersen GR, Hol C, Moystad A, Hellen-Halme K, Nilsson M. A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2014; 118(5): 603-11.
20. Berenjkoub N, Tavakoli MB, Jabbari K, Monadi Sh. Investigation of CT dose distributions with cylindrical PMMA phantoms. *J Isfahan Med Sch* 2015; 32(309): 1918-32. [In Persian].



## Design and Construction of Anthropomorphic Phantom, Using a CT-Scan of a Particular Patient for CT-Scan Dosimetry Studies

Zahra Alirezaei<sup>1</sup>, Keyvan Jabbari PhD<sup>2</sup>, Mohammad Bagher Tavakkoli PhD<sup>3</sup>,  
Tohid Dehghani<sup>1</sup>, Hoda Mahdavi MD<sup>4</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** Organ dose measurements in diagnostic radiology and radiation therapy are extremely important. Due to some limitations on patient dose measurements, phantoms have been used for this goal. One of the most important types of phantoms, is anthropomorphic one. This report aimed at construction of an anthropomorphic phantom for application of dosimetry studies of CT-scans.

**Methods:** To construct the phantom, several different materials were used for the adaptation of soft tissue and bone. Perspex was used for soft tissue a polyurethane-based mixture for compact bone tissue. Using highly detailed software, three-dimensional design of phantom was modeled; so that, anatomical segments of phantom were well adapted to CT-scan of the patient.

**Findings:** Using the CT-scan of phantom, Hounsfield numbers of soft tissue and bone material used in the phantom were obtained. The obtained Hounsfield numbers had very good conformity with Hounsfield numbers of soft and bone tissues of the human body and confirmed the accuracy of the study.

**Conclusion:** The project was presented in a way that it can be used to design any particular patient in a phantom with three-dimensional design. The method that was used to build the phantom can be more and more widely used in manufacturing other phantoms and also total human body phantom.

**Keywords:** Anthropomorphic phantom, Dosimetry, CT scan

**Citation:** Alirezaei Z, Jabbari K, Tavakkoli MB, Dehghani T, Mahdavi H. **Design and Construction of Anthropomorphic Phantom, Using a CT-Scan of a Particular Patient for CT-Scan Dosimetry Studies.** J Isfahan Med Sch 2015; 33(323): 125-33

1- MSc Student, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine AND Student Research Committee, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

3- Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

4- Resident, Department of Radiotherapy, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Keyvan Jabbari PhD, Email: jabbari@med.mui.ac.ir