

طراحی و ساخت فانتوم ناهمگن جهت راه اندازی سیستم های طراحی درمان در رادیوتراپی

سید علی سادات^۱، نوشین بنائی^{۱*}، وحید اسماعیلی ثانی^۱

^۱ گروه مهندسی هسته ای، مهندسی پرتو پزشکی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

اطلاعات مقاله

چکیده

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۳/۱۸
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۹/۱۲
تاریخ چاپ: ۱۴۰۳/۹/۲۸

شاپای چاپی: 2588-493x
شاپای الکترونیکی: 2588-4921

* نویسنده مسئول
nooshin_banaee@yahoo.com

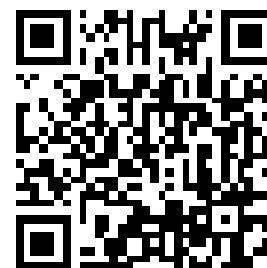
مقدمه و هدف: هر سیستم طراحی درمان قبل از استفاده باید نسبت به شناسایی بافت های مختلف بدن آماده سازی شود. این فرایند مستلزم وارد نمودن منحنی CT-ED می باشد. در این فرایند یک فانتوم با ناهمگنی های مختلف، تحت تصویربرداری سی تی قرار گرفته و به هر ماده بر اساس جنس آن یک عدد سی تی اختصاص داده میشود. با دانستن چگالی الکترونی این مواد، میتوان منحنی CT-ED را وارد سیستم طراحی درمان کرد و سیستم با بهره گیری از این منحنی میتواند جنس بافت های مختلف بدن را شناسایی کرده و محاسبات دز را بر اساس جنس بافت انجام دهد. هدف از این مطالعه طراحی و ساخت یک فانتوم با تعداد ۶ ناهمگنی مختلف جهت استفاده در فرایند راه اندازی سیستم طراحی درمان می باشد.

روش کار: فانتوم Electron density با کد M۰۶۲ ساخته شده توسط شرکت CIRS آمریکا به عنوان فانتوم مرجع انتخاب شد. با استفاده از نرم افزار solidworks طراحی بدنه فانتوم جدید انجام شد. فانتومی استوانه ای شکل به ارتفاع ۱۵ و قطر ۲۰ سانتی متر با لحاظ کردن ناهمگنی های گوناگون در آن، در نظر گرفته شد. از دو فانتوم در شرایط یکسان، تصویر سی تی تهیه شد. پس از مشخص شدن عدد سی تی و چگالی الکترونی مواد تشکیل دهنده فانتوم ها، نمودار CT-ED از طریق نرم افزار Excel ترسیم و با یکدیگر مقایسه شدند.

یافته ها: داده ی های بدست آمده از هر دو فانتوم به یکدیگر نزدیک بوده و متعاقبا منحنی CT-ED هر دو فانتوم ساختاری یکسان با شباهت بسیار زیاد به یکدیگر داشتند.

نتیجه گیری: فانتوم ساخته شده معادل فانتوم مرجع و دارای هر سه بخش اصلی بافت ریه، بافت نرم و بافت استخوانی می باشد و از آن می توان در مراکز رادیوتراپی به جای فانتوم مرجع جهت راه اندازی سیستم طراحی درمان استفاده کرد.

واژگان کلیدی: فانتوم، چگالی الکترونی، سیستم طراحی درمان، رادیوتراپی.



مقدمه

بر روی موضوع طراحی و ساخت فانتوم همگن معادل قفسه سینه تحقیق کردند [۵].

مواد سخت و نرم، فانتوم‌هایی را ایجاد می‌کنند که در شرایط خاص پاسخ بافت های انسان را شبیه سازی می‌کنند. مواد از نظر خصوصیتی مانند تراکم، مقاومت در برابر کشش و سختی و همچنین در دسترس بودن ماده، هزینه و سطح سمیت، بر اساس شباهت آنها به بافتهای انسانی انتخاب می‌شوند.

فانتوم های ساده و مبتنی بر آب، برای اندازه گیری میزان خروجی پرتوهای مگاولتاژ درمانی استفاده می‌شوند. لکن برای آزمایش توانایی پرتوهای مگاولتاژ در ارائه دقیق یک درمان، از فانتوم های شبه انسان و پیچیده‌تر استفاده می‌شود. فانتوم‌ها همچنین می‌توانند برای آزمایش اثرات خطاهای موضعی و حرکت اعضا برای برنامه‌های تصویربرداری و درمان، طراحی شوند [۶ و ۷].

طراحی و ترکیب یک فانتوم کاملاً با هدف ارائه فانتوم تعیین می‌شود. فانتومی که برای ارزیابی دز تحویلی به بیمار برای پرتودرمانی ساخته شده است، کاملاً متفاوت از فانتومی است که برای آزمایش محدودیت‌های تصویربرداری از سیستم رادیوگرافی با انرژی کیلوولت طراحی شده است.

خصوصیات رادیولوژیکی یک ماده اغلب به انرژی تابش بستگی دارد. بنابراین ماده‌ای ممکن است یک بافت را در یک محدوده انرژی مشخص شبیه سازی کند، اما می‌تواند به طور قابل توجهی در سایر محدوده‌های انرژی متفاوت باشد.

هنگام انتخاب فانتوم های غیرآبی، در نظر گرفتن تعدادی از ویژگی‌ها مهم است. این ویژگی‌ها شامل خصوصیات فیزیکی مانند چگالی، جرم، چگالی الکترونی و وابستگی به دما (برای فرآیند ساخت) است.

فانتوم‌ها جهت شبیه سازی نوعی از بافت، مانند بافت نرم، عضله، استخوان یا ریه استفاده می‌شوند. بافتهای شبیه

فانتوم در علوم فیزیک پزشکی به دستگاه یا الگوی آزمایشی گویند که بدن انسان یا قسمتی از آن را شبیه سازی می‌کند. هدف از ساخت فانتوم‌ها شبیه سازی بافت انسان در یک روش یا آزمایش مشخص است که معمولاً در یکی از دو مجموعه فانتوم‌های دزیمتری و یا فانتوم‌های تصویربرداری قرار می‌گیرند. هنگام انتخاب یا طراحی یک فانتوم، باید به دقت مواد مورد استفاده، شکل فیزیکی و چگونگی تأثیر این مواد بر اندازه گیری را در نظر گرفت [۱].

پس از رایج شدن استفاده از پرتوهای یونیزان و ظاهر شدن اثرات مضر تابش بر روی بافت های مختلف انسان، فانتوم‌های مختلف به عنوان جایگزین بافت بدن ایجاد شدند و برای شبیه سازی بیماران به منظور دزیمتری و آزمایش محدودیت‌های سیستم، استفاده گردیدند [۲].

از فانتوم‌ها برای دستگاه‌های تصویربرداری پزشکی و رادیوتراپی استفاده‌های زیادی می‌گردد. به عبارت دیگر، این فانتوم‌ها به عنوان معادلی برای بافت های انسان استفاده می‌شوند تا اطمینان حاصل شود که سیستم‌ها و روش های تصویربرداری و یا پرتودرمانی به درستی کار می‌کنند.

مواد تشکیل دهنده یک فانتوم ناهمگن باید معادل بافت مورد نظر باشد. با این حال ناسازگاری برخی از مواد معادل بافت موجب تحقیقات بیشتر در این زمینه شده است [۳].

شرکت‌های مختلف، خواص مربوط به مواد انتخاب شده را آزمایش کرده و از بهترین عملکردها برای طراحی و ساخت نمونه‌های اولیه فانتوم استفاده می‌کنند. سپس فانتوم‌های تجاری توسط مراکز درمانی و یا تصویربرداری خریداری می‌شوند.

تحقیقات در زمینه‌ی ساخت انواع فانتوم‌ها افزایش یافته است. به عنوان مثال در سال ۱۳۹۵ آقای ذکریایی بر روی موضوع یک فانتوم سر برای بررسی‌های دزیمتری [۴] و یا در سال ۱۳۹۸ خانم رحمانی



شکل ۱. تصویر فانتوم مرجع متشکل از چندین ناخالصی با چگالی‌های الکترونی متفاوت، ساخت شرکت CIRS آمریکا مدل M۰۶۲.

در گام بعدی می‌بایست شکل هندسی فانتوم انتخاب می‌گردید. شکل استوانه‌ای به دلیل فراگیر بودن آن در فانتوم‌های ساخته شده توسط شرکت‌های مختلف، انتخاب شد. با استفاده از نرم افزار solidworks طراحی بدنه فانتوم انجام شد. سپس جهت قرارگیری دزیمر در فانتوم و برقرار شدن شرایط تعادل الکترونی، بنابر آن شد که ابعاد فانتوم در اندازه‌ای ساخته شود که دزیمر بهترین عملکرد را داشته باشد. لذا فانتومی استوانه‌ای شکل به ارتفاع ۱۵ سانتی متر و با توجه به لحاظ کردن ناهمگنی‌های گوناگون در آن، قطر فانتوم نیز ۲۰ سانتی متر در نظر گرفته شد. شکل ۲ تصویری از طراحی صنعتی فانتوم ساخته شده را نشان می‌دهد.

سازی شده هم از نظر فیزیکی و هم از نظر رادیولوژیکی دارای خصوصیات مختلفی هستند و هدف فانتوم، نشان دادن این خصوصیات فیزیکی و رادیولوژیکی با حداکثر دقت ممکن است.

یکی از موارد نیاز به فانتوم، در مراحل راه اندازی سیستم‌های طراحی درمان می‌باشد. برای این که سیستم طراحی درمان، محاسبات دز را در بافت‌های مختلف بدن به درستی انجام دهد باید قادر به شناسایی جنس‌های مختلف و ناهمگنی‌ها موجود در بدن بیمار باشد. لذا هر سیستم طراحی درمان قبل از استفاده باید نسبت به شناسایی بافت‌های مختلف آماده سازی شود. این فرایند مستلزم وارد نمودن یک منحنی به نام منحنی CT-ED هست. در این فرایند یک فانتوم با ناهمگنی‌های مختلف که هر یک از این ناهمگنی‌ها معرف یک بافت از بدن است، تحت تصویربرداری سی تی قرار گرفته و به هر ماده بر اساس جنس آن یک عدد سی تی اختصاص داده می‌شود. با دانستن چگالی الکترونی این مواد، می‌توان منحنی CT-ED را وارد سیستم طراحی درمان کرد و مسلماً سیستم با بهره گیری از این منحنی می‌تواند جنس بافت‌های مختلف بدن را شناسایی کرده و محاسبات دز را بر اساس جنس بافت انجام دهد [۸-۱۱].

حال هر چه تعداد مواد بکار رفته در چنین فانتومی بیشتر باشد، دقت شناسایی جنس بافت‌ها توسط سیستم طراحی درمان افزایش پیدا خواهد کرد و در نتیجه محاسبات دز با دقت بیشتری انجام خواهد شد.

هدف از این مطالعه طراحی و ساخت یک فانتوم ناهمگن با تعداد ۶ جنس مختلف، جهت راه اندازی سیستم طراحی درمان می‌باشد.

۱- مواد و روش‌ها

برای طراحی و ساخت فانتوم مد نظر، لازم بود یک فانتوم مرجع برای اعتبارسنجی فانتوم ساخته شده، انتخاب می‌شد. از این رو فانتوم مدل M۰۶۲ ساخته شده توسط شرکت CIRS آمریکا به عنوان مرجع انتخاب گردید. شکل ۱ تصویری از فانتوم مرجع را نشان می‌دهد.

PLA ^۳	استیل	قلع
روی	آلومینیوم	کامپوزیت
چوب	پلی آمید	سیلیکون
پلی پروپیلن	فایبرگلاس	پلی استایرن
چوب پنبه	پودر سوخته استخوان	پلی اورتان

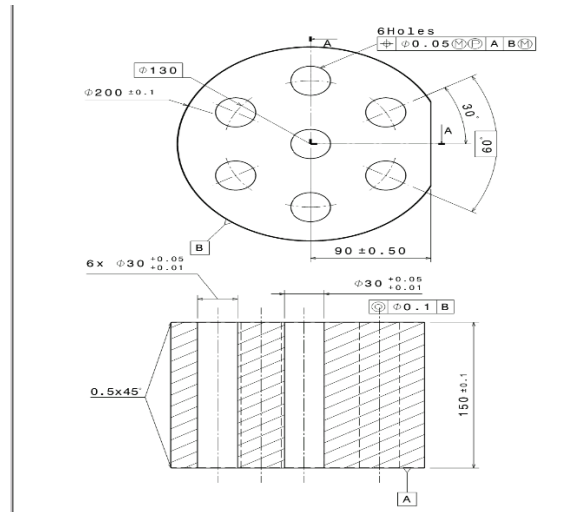
عدد سی تی برخی مواد منفی بود که نشان از چگالی پایین آنها می‌باشد و عدد سی تی بسیار بالا نشان از چگالی بالای مواد می‌باشد.

پس از انتخاب نهایی مواد اولیه براساس میزان معادل بافت بودن (بافت نرم، بافت سخت و ریه)، عدد سی تی، قیمت و میزان دسترسی به آن‌ها، می‌بایست تعداد ناهمگنی‌ها یا استوانه‌ها در فانتوم مشخص می‌گردید. جهت افزایش دقت، بنابراین شد که برای هر کدام از بافت‌های نرم، بافت استخوان و ریه، دو ناهمگنی با چگالی‌های متفاوت و در عین حال نزدیک به هم تهیه شود.

بدنه اصلی باید از ماده ای معادل آب می‌بود در نتیجه فانتومی طراحی شد که در کل دارای ۷ حفره می‌باشد (۶ حفره در اطراف و یک حفره در مرکز استوانه جهت جایگیری دزیمتر اتاقلک یونش در فانتوم). جهت برش فانتوم و ایجاد حفره‌ها از دستگاه‌های صنعتی استفاده شد.

دقت هفت سوراخ ایجاد شده در فانتوم به میزان بسیار بالایی یعنی خطایی کمتر از ۰/۰۵ میلی متر می‌باشد.

در گام بعدی جهت بررسی نتایج و کارایی فانتوم ساخته شده، بایستی از دو فانتوم در شرایط یکسان یعنی توسط یک دستگاه تصویر برداری سی تی اسکن و در یک انرژی مشخص، تصویر سی تی تهیه می‌شد. برای اینکار مجدداً به درمانگاه مرکزی



شکل ۲. تصویری از طراحی صنعتی فانتوم ساخته شده.

برای انتخاب مواد اولیه جهت ساخت فانتوم، در ابتدا باید ویژگی معادل بافت بودن مواد اولیه و همچنین چگالی آنها (حداقل چگالی برابر با چگالی یک اسفنج برای معادل سازی با ریه و حداکثر چگالی برابر با چگالی استیل برای معادل سازی با استخوان) مورد بررسی قرار می‌گرفت. برای سهولت در انتخاب مواد اولیه، مقالات مرتبط با موضوع بررسی شدند تا مواد اولیه‌ی پر کاربرد مشخص گردند [۲۹-۱۲]. در این تحقیق بیش از ۴۰ ماده اولیه مورد بررسی قرار گرفتند و بیش از ۲۰ ماده اولیه انتخاب و در درمانگاه مرکزی کرج توسط دستگاه سی تی اسکن با برند تجاری زیمنس و انرژی ۱۳۰ کیلو الکترون ولت تحت تصویربرداری قرار گرفتند و سپس عدد سی تی هر کدام از مواد، از طریق نرم افزار *paxera viewer* مشخص گردید.

جدول ۱. لیست تمام مواد مطالعه شده در این تحقیق می‌باشد.

جدول ۱. لیست تمام مواد مطالعه شده.		
مواد مطالعه شده		
پلاکسی گلاس	پلی اتیلن	ABS ^۱
پلی کربنات	کروم کبالت	PTFE ^۲
آپوکسی رزین	مس	اسفنج

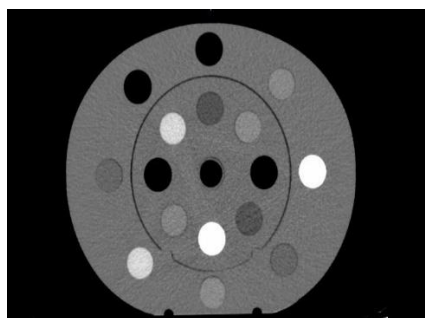
1. Acrylonitrile butadiene styrene

2. Polytetrafluoroethylene

3. Polylactic acid



شکل ۳. تصویری از فانتوم ساخته شده. بالا: نمایی از فانتوم ساخته شده، پایین: تصویر سی تی فانتوم ساخته شده.



شکل ۴. تصویر سی تی فانتوم مرجع.

جدول ۲. مواد اولیه، چگالی الکترونی نسبت به آب [۳۱] و عدد سی تی هر ماده موجود در فانتوم مرجع را نشان می‌دهد (اعداد سی تی توسط تصویربرداری سی تی با برند تجاری زیمنس با انرژی ۱۳۰ کیلو الکترون ولت بدست آمده اند). اعداد سی تی مثبت، نشاندهنده چگالی بیشتر و اعداد سی تی منفی، نشاندهنده تراکم و چگالی پایین تر می‌باشند.

کرج که مجهز به دستگاه سی تی با برند تجاری زیمنس با انرژی ۱۳۰ کیلو الکترون ولت بود، مراجعه شد.

در مرحله بعد، چگالی فیزیکی مواد تشکیل دهنده فانتوم ساخته شده، تعیین شد. به این منظور به وسیله‌ی بشر آزمایشگاهی و آب، ابتدا حجم هر یک از مواد مشخص شد و سپس توسط ترازوی دیجیتال با دقت میلی گرم (سوت)، جرم مواد تعیین شد و در ادامه با استفاده از رابطه (۱)، که در آن ρ و m و V به ترتیب نشان دهنده چگالی فیزیکی، جرم و حجم می‌باشند، چگالی فیزیکی مواد اولیه در فانتوم ساخته شده بدست آمد.

$$\rho = \frac{m}{V} \quad \text{رابطه (۱)}$$

سپس با استفاده از رابطه (۲)، [۳۰] چگالی الکترونی نسبت به آب (RED) محاسبه شد

$$\rho = (RED - 0.15) / 0.85 \quad \text{رابطه (۲)}$$

در مورد فانتوم مرجع، چگالی الکترونی هر کدام از مواد سازنده در کاتالوگ فانتوم موجود می‌باشد و به راحتی می‌توان چگالی الکترونی هر ماده را به عدد سی تی ماده متناظر، ربط داد.

در مرحله آخر، با استفاده از نرم افزار Excel نمودار چگالی الکترونی بر حسب عدد سی تی برای هر دو فانتوم تهیه شد و برای اعتبار سنجی مورد مقایسه قرار گرفتند.

۲- یافته‌ها

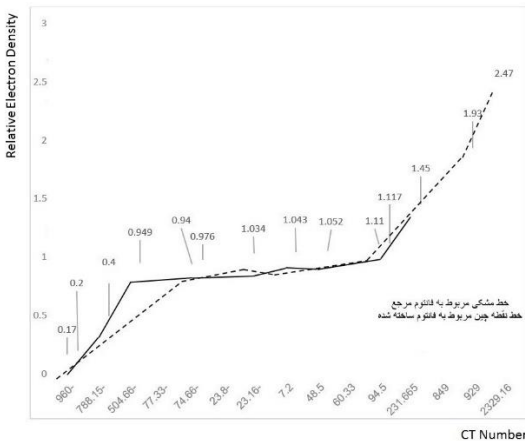
از میان مواد اولیه موجود در جدول ۱، مواد نهایی منتخب شامل پلی اتیلن، ABS، PTFE، آلومینیوم، پلی آمید و اسفنج می‌باشند.

شکل ۳. تصویری از فانتوم ساخته شده و شکل ۴. تصویر سی تی فانتوم مرجع را نشان می‌دهد.

جدول ۲. مواد، عدد سی تی و چگالی الکترونی نسبت به آب برای مواد فانتوم مرجع.

چگالی الکترونی نسبت به آب	عدد سی تی	مواد موجود در فانتوم مرجع
۰/۲	-۷۸۸/۱۵	(INHALE) بافت ریه در حالت دم
۰/۴۹۶	-۵۰۴/۶۶	(EXHALE) بافت ریه در حالت بازدم
۰/۹۴۹	-۷۷/۳۳	(ADIPOSE) بافت چربی
۰/۹۷۶	-۲۳/۸۰	(BREAST) بافت پستان
۱	۷/۲۰	آب (WATER)
۱/۰۴۳	۴۸/۵۰	(MUSCLE) بافت عضله
۱/۰۵۲	۶۰/۳۳	(LIVER) بافت کبد
۱/۱۱۷	۲۳۱/۶۶	(BONE ۲۰۰) بافت استخوان یا غضروف
۱/۴۵۶	۸۴۹/۶۳	(BONE ۸۰۰) بافت استخوان

منحنی های CT-ED حاصل از هر دو فانتوم (فانتوم مرجع و فانتوم ساخته شده در این تحقیق) برای مقایسه با یکدیگر، بر روی یک نمودار رسم شدند و در شکل ۵ نمایش داده شده اند. در این منحنی ها، خطوط نقطه چین مربوط به نمودار فانتوم ساخته شده و خطوط مشکی رنگ مربوط به فانتوم مرجع می باشد.



شکل ۵. منحنی های CT-ED فانتوم مرجع و فانتوم ساخته شده.

جدول ۳. مواد و عدد سی تی متناظر با هر ماده در ساختار فانتوم ساخته شده در این مطالعه را نشان می دهد (اعداد سی تی توسط تصویربرداری سی تی با برند تجاری زیمنس با انرژی ۱۳۰ کیلوالکترون ولت بدست آمده اند). مشابه جدول ۲، اعداد سی تی مثبت، نشان دهنده چگالی بیشتر و اعداد سی تی منفی، نشان دهنده تراکم و چگالی پایین تر می باشند.

جدول ۳. مواد، چگالی الکترونی نسبت به آب و عدد سی تی متناظر با هر ماده در ساختار فانتوم ساخته شده.

مواد اولیه منتخب نهایی	عدد سی تی	چگالی الکترونی نسبت به آب	جایگزین بافتی
پلی آمید	۹۴	۱/۱۱	بافت نرم (عضله، کبد)
پلی اتیلن (چربی)	-۷۴	۰/۹۴	بافت نرم (چربی)
آلومینیوم	۲۳۲۹	۲/۴۷	بافت سخت
PTFE	۹۲۹	۱/۹۳	بافت سخت
ABS (پستان)	-۲۳/۱۶	۱/۰۳۴	بافت نرم (پستان)
اسفنج	-۹۶۰	۰/۱۷	بافت ریه

یکی از ابتدایی ترین مراحل در راه اندازی سیستم های طراحی درمان رادیوتراپی، تعیین منحنی CT-ED می باشد. سیستم های طراحی درمان با بهره گیری از چنین منحنی و اطلاعاتی می توانند جنس بافت های موجود در تصویر سی تی را شناسایی کرده و به طبع آن محاسبات دز انجام دهند. تعیین چنین اطلاعاتی مستلزم استفاده از یک فانتوم ناهمگن با موادی معادل مواد مختلف موجود در بدن انسان می باشد. یکی از این فانتوم ها توسط شرکت CIRS آمریکا ساخته شده است که به علت هزینه بالای آن و گاه دسترسی دشوار، دغدغه هایی برای مراکز رادیوتراپی کشور ایجاد می کند. با توجه به اهمیت نقش چنین اطلاعات ورودی به سیستم طراحی درمان، طراحی و ساخت فانتوم با تعداد ۶ ناهمگنی مختلف انجام شد.

اندازی تمام سیستم‌های طراحی درمان، اطلاعات **CT-ED** مورد نیاز می‌باشد و مسلماً ترجیح مراکز به صرف هزینه کمتر و اقتصادی‌تر می‌باشد.

در پایان با توجه به نتایج حاصل از تحقیقات و اعتبارسنجی آنها به وسیله‌ی داده‌های فانتوم مرجع (**CIRS**)، مشخص است هدف نهایی در این تحقیق که ساخت یک فانتوم ناهمگن برای به کارگیری آن در مراکز رادیوتراپی بود، محقق شده است و فانتوم ساخته شده معادل فانتوم مرجع و دارای هر سه بخش اصلی بافت ریه، بافت نرم و بافت استخوانی (بافت سخت) می‌باشد و از آن می‌توان در مراکز رادیوتراپی به جای فانتوم مرجع جهت راه اندازی سیستم طراحی درمان استفاده کرد.

منابع

1. Trevert E., "Something about X Rays for everybody", Lynn. Massachusetts. Bubier Publishing Company, 1896.
2. Kienbock R, "On the quantimetric method", Archives Roentgen Ray, 11, 17-20 (1906).
3. Pai S., Das I.J., Dempsey J.F., Lam K.L., Losasso T.J., Olch A.J., et al., "TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry", Medical Physics, 34(6) 2228-2258 (2007).
4. Zakariaee S.S., Saba V., "A Mathematical Head Phantom for Dosimetry Measurements by Monte Carlo Method", Paramedical Sciences and Military Health, 11(3) (2016).
5. Rahmani F., Deevband M., Kaveh Z., Mohsenzadeh B., Azimi L., Pirayesh E., "Homogeneous Phantom Equivalent Chest for Examination of Image Quality Testing in Pediatric Chest X-Ray", Research on Medicine, 43(3) (2019).
6. Xu X.G., Chao T.C., Bozkurt A., "VIP-man: An Image-Based Whole-Body Adult Male Model Constructed from Color Photographs of The Visible Human Project

برای اعتبارسنجی، نمودار چگالی الکترونی بر حسب عدد سی تی مربوط به فانتوم ساخته شده با نمودار چگالی الکترونی بر حسب عدد سی تی مربوط به فانتوم مرجع (**CIRS**) مقایسه شد. همانطور که قبل از تهیه مواد اولیه انتظار می‌رفت، مواد اولیه استفاده شده و در کل فانتوم ساخته شده برای سه بخش کلی یعنی بخش بافت نرم و بافت ریه و بافت سخت (متراکم) کاملاً مناسب می‌باشد و هر سه بخش را در خود جای داده است. در جزئیات نیز همانطور که از مقایسه دو نمودار مشخص است (شکل ۵)، نمودار فانتوم ساخته شده چه از لحاظ ساختار کلی و چه از نظر طول راستا (بازه‌های مناسب برای هر بافت) و امتداد نمودار و دامنه، مشابه با فانتوم مرجع می‌باشد.

مطابق با جداول مربوط به ویژگی‌های هر دو فانتوم اعم از عدد سی تی و چگالی الکترونی (جدول ۲ و ۳)، مشخص است که دو فانتوم رفتار مشابهی را نشان می‌دهند. اما مهم‌ترین مشخصه برای مقایسه و اعتبار سنجی فانتوم ساخته شده، مقایسه منحنی **CT-ED** هر دو فانتوم با یکدیگر می‌باشد.

هر دو نمودار، به شکل نمودار خطی - شکسته و دارای ۳ روند تغییراتی می‌باشند به این صورت که آنها در نقطه آغاز خود حالت صعودی، سپس حالت خطی با شیب صعودی ملایم که شبیه به خط ممتد و یا نزدیک به یک پلاتو هست، می‌باشند. سپس در آخرین مرحله، تغییرات هر دو نمودار دوباره حالت صعودی می‌گیرد. اختلافات جزئی دو فانتوم به این دلیل است که در فانتوم مرجع برای بافت ریه دو مورد دم و بازدم و برای بافت نرم ۴ مورد (بافت چربی، بافت پستان، بافت عضلانی و بافت کبد) که چگالی الکترونی آنها با یکدیگر اختلاف ناچیزی دارند و همگی به عنوان بافت نرم محسوب می‌شوند، لحاظ شده است.

۳- نتیجه گیری

هدف از این تحقیق ساخت فانتومی با صرف هزینه‌ای پایین بود. اختلاف چشمگیر قیمت و در عین حال کارایی یکسان فانتوم مرجع و فانتوم ساخته شده، دستاورد بسیار بزرگی می‌باشد. زیرا جهت راه

Journal of Radiation and Nuclear Applications. 8(3), 291- 297, (2023).

16. Khoylou F., Akhavan A., Naimian F., Moslehi A., "Preparation of tissue equivalent conductive polyamide/polyethylene nanocomposite containing carbon nanotubes as electrode of the gaseous microdosimeters", Journal of Nuclear Science and Technology, 88(2), (2019).

17. Granero D., Perez-Calatayud J., Pujades-Claumarchirant M.C., Ballester F., Melhus C.S., Rivard M.J., "Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{192}Ir and ^{137}Cs ", Medical Physics, 35(11) 4872–4877, (2008).

18. Senthilkumar S., Ramakrishnan V., "Fabrication of Low Cost in-House Slab Homogeneous and Heterogeneous Phantoms for Lung Radiation Treatment", Iranian Journal of Radiation Research, 9(2) 109-119, (2011).

19. Ravanfar Haghighi R., Chatterjee S., Sefidbakht S., Jalli R., Vani V.C., "Design and Construction of an Affordable Phantom for Electron Density Measurement and Linearity Tests of Computed Tomography Systems", Iranian Journal of Medical Physics, 17(1) 38-47, (2020).

20. Senthilkumar S., "Design of Homogeneous and Heterogeneous Human Equivalent Thorax Phantom for Tissue Inhomogeneity Dose Correction Using TLD and TPS Measurements", International Journal of Radiation Research, 12(2), 169-178, (2014).

21. McJury M., Oldham M., Cosgrove V.P., Murphy P.S., Doran S., Leach M.O., et al., "Radiation dosimetry using polymer gels: Methods and applications", The British Journal of Radiology, 73(873) 919-929, (2000).

22. Mille M.M., Xu X.G., Rivard M.J., "Comparison of organ doses for patients undergoing balloon brachytherapy of the breast with HDR ^{192}Ir or electronic sources using Monte Carlo simulations in a heterogeneous human phantom", Medical Physics, 37(2) 662–671, (2010).

For Multi- Particle Monte Carlo Calculations", Health Physics, 78(5), 476-486 (2000).

7. Beigi M., Hashemi B., Allahverdi M., Mahdavi S.R., Ghiasi H., "Designing and Evaluating a Simple Small Phantom for Dosimetry Intercomparison of Linacs Photon Beams", Journal of Nuclear Science And Technology, (57) ,19-28 (2011).

8. Das I.J., Cheng C.W., Cao M., Johnstone P.A.S., "Computed Tomography Imaging Parameters For Inhomogeneity Correction In Radiation Treatment Planning For Inhomogeneity Correction In Radiation Treatment Planning", Journal of Medical Physics, 41, 3-11 (2016).

9. Fang R., Mazur T., Mutic S., Khan R., "The Impact of Mass Density Variations On An Electron Monte Carlo Algorithm For Radiotherapy Dose Calculations", Physics and Imaging in Radiation Oncology, 8, 1-7 (2018).

10. Hughes J., Holloway Lois C., Quinn A., Fielding A., "An Investigation into Factors Affecting Electron Density Calibration for a Megavoltage cone-beam CT System" Journal of Applied Clinical Medical Physics, 13(5) (2012).

11. Moslemi V., Faghihi R., MoslehShirazi M.A., Mosallae A., Mehdizadeh S., "CT-number to Electron Density Calibration Using Stoichiometry for Use in Radiotherapy", Iranian Journal of Medical Physics, 3(13), (2007).

12. Alirezaei Z., Jabbari K., Tavakkoli M.B., Dehghani T., Mahdavi H., "Design and Construction of Anthropomorphic Phantom, Using a CT-Scan of a Particular Patient for CT-Scan Dosimetry Studies", Journal of Isfahan Medical School, 33(323), (2015).

13. Palm Asa., LoSasso T., "Influence of Phantom Material and Phantom Size On Radiographic Film Response in Therapy Photon Beams", Medical Physics, 32(8) 2434-2442, (2005).

14. Pogue Brian W., Patterson Michael. S., "Review of Tissue Simulating Phantoms for Optical Spectroscopy, Imaging and Dosimetry", Journal of Biomedical Optics, 11(4) (2006).

15. Mohamed, E.E., Al-Kashif, E.M., Elshahat, K.M. and Metwally, H.M., "Dosimetric Evaluation for Effect of Calibration Different CT Machines Parameters on dose Calculation Accuracy for Advance Radiotherapy Techniques",

- 28 .Hill R., Holloway L., Baldock C., "A dosimetric evaluation of water equivalent phantoms for kilovoltage x-ray beams", *Physics in Medicine and Biology*, 50(21) (2005).
- 29 .Han Y., Shin E.H., Lim C., Kang S.K., Park S.H., Lah J.E., et al., "Dosimetry in an IMRT phantom designed for a remote monitoring program", *Medical Physics*, 35(6) 2519–2527 (2008).
30. Clements M., Schupp N., Tattersall M., Brown A., Larson R., "Monaco Treatment Planning System Tools and Optimization Processes", *Medical Dosimetry*, 43(2) 106-117, (2018).
31. Cirs company, Cirs tissue simulation & phantom technology, (n d) , <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/electron-density-phantom/>.
- 23 .Jaafar, A.M., Elsayed, H., Khalil, M.M., Yaseen, M.N., Alshewered, A. and Ammar, H.," The influence of different kVs and phantoms on computed tomography number to relative electron density calibration curve for radiotherapy dose calculation", *Precision Radiation Oncology*, 6(4), 289-297, (2022).
- 24 .Kissick M.W., Mo X., McCall K.C., Schubert L.K., Westerly D.C., Mackie T.R., "A Phantom Model Demonstration of Tomotherapy Dose Painting Delivery, Including Managed Respiratory Motion without Motion Management", *Physics in Medicine and Biology*, 55(10) 2983–2995 (2010).
25. Kashani R., Lam K., Litzenberg D., Balter J., "Technical note: A Deformable Phantom for Dynamic Modeling in Radiation Therapy", *Medical Physics*, 34(1) 199–201, (2007).
- 26 .de Almeida C.E., Rodriguez M., Vianello E., Ferreira I.H., Sibata C., "An Anthropomorphic Phantom for Quality Assurance and Training In Gynaecological Brachytherapy", *Radiotherapy and Oncology*, 63(1) 75-81 (2002).
- 27 .Hill R.F., Brown S., Baldock C., "Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements", *Radiation Measurements*, 43(7) 1258-1264 (2008).

Design and fabrication of heterogeneous phantom for commissioning radiotherapy treatment planning systems

S.A. Sadat¹, N. Banaee^{1*} and V. Esmaeili-Sani¹

¹Department of Medical Radiation, Engineering Faculty, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Article details

Received: 2023/06/8

Accepted: 2024/12/3

Published: 2024/12/18

ISSN: 2588-493x

eSSN: 2588-4821

Correspondence email:

Nooshin_banaee@yahoo.com

[m](#)



Abstract

Background and Aim: Treatment planning systems (TPSs) should be prepared to identify various tissues of body. This process requires a CT-ED curve as an input to TPS. In this process, a phantom with various inhomogeneities is scanned with CT and then the CT numbers of corresponding materials of the phantom are obtained. By knowing the electron density of these materials, The CT-ED curve can be entered into the TPS and the system can identify the material of different tissues and perform dose calculations based on the tissue type using this curve. The purpose of this study is to design and fabricate a phantom with 6 different inhomogeneities to be used in the process of commissioning TPSs.

Material and Methods: The electron density phantom with code M062 made by CIRS company of America was chosen as the reference phantom. The body of the new phantom was designed using Solidworks software. A cylindrical phantom with height of 15cm and diameter of 20cm was designed by considering various inhomogeneities. The CT images were obtained from two phantoms under same conditions. After determining the CT numbers and the electron densities of the materials, the CT-ED curves were obtained and compared with each other using Excel software.

Results: The results obtained from both phantoms were close to each other and subsequently the CT-ED curves of both phantoms had the same structure with great similarity to each other.

Conclusion: The fabricated phantom is equivalent to the reference phantom and has all three main parts: lung, soft tissue and bone and can be used in radiotherapy centers instead of the reference phantom for commissioning TPSs.

Keywords: Phantom, Electron density, Treatment Planning System, Radiotherapy.