

## بررسی توزیع دوز در اسکنر CT با استفاده از فانتوم‌های Polymethyl methacrylate (PMMA) استوانه‌ای

نفیسه برنجکوب<sup>۱</sup>، دکتر محمدباقر توکلی<sup>۲</sup>، دکتر کیوان جباری<sup>۳</sup>، شهرام منادی<sup>۴</sup>، حمیدرضا رهنما فلاورجانی<sup>۵</sup>

### مقاله پژوهشی

### چکیده

**مقدمه:** هدف از این تحقیق، بررسی تأثیر اندازه‌ی بیمار بر مقدار و توزیع دوز CT (Computed tomography) بر اساس فانتوم‌های استوانه‌ای استاندارد پلی‌متیل متاکریلیک (PMMA یا Polymethyl methacrylate) بود.

**روش‌ها:** در این تحقیق، یک روش فیلم دوزیمتری دو بعدی با استفاده از فیلم‌های رادیوگرافی ارایه شد و با به کارگیری فانتوم‌هایی با قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر، تأثیر اندازه‌ی بیمار بر توزیع دوز و میزان دوز دریافتی مورد بررسی قرار گرفت. برای ساخت فانتوم‌های استوانه‌ای، از ورقه‌های پرسپکس استفاده شد. با انجام کالیبراسیون مناسب توزیع دوز دو بعدی به وسیله‌ی فیلم دوزیمتری در این فانتوم‌ها، در طی یک دور چرخش گانتری اندازه‌گیری شد.

**یافته‌ها:** توزیع دوز در فانتوم‌های استوانه‌ای به خصوص در نواحی نزدیک‌تر به سطح متقارن نبود. افزایش عرض پرتو، مقدار دوز دریافتی در مقطع فانتوم را افزایش داد. با افزایش قطر فانتوم، دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم نسبت به سطح آن به میزان بیشتری کاهش یافت؛ به گونه‌ای که در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۶ سانتی‌متر، دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم به ۶۵ درصد دوز دریافت شده بر روی سطح آن کاهش یافت. در حالی که این کاهش، برای فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ سانتی‌متر، ۴۵ درصد و برای فانتوم استوانه‌ای به قطر ۳۲ سانتی‌متر، ۳۵ درصد بود.

**نتیجه‌گیری:** توزیع دوز در مقطع بدن کودکان بیمار یکنواخت‌تر است و بسیار متأثر از تضعیف ناشی از تخت و حرکت اضافه تیوپ است که منجر به عدم تقارن توزیع دوز می‌شود. دوز دریافتی کودکان بیمار نسبت به بزرگ‌سالان با mAs یکسان بیشتر است.

**واژگان کلیدی:** Computed tomography، دوزیمتری، دوز ارگان، فیلم دوزیمتری

**ارجاع:** برنجکوب نفیسه، توکلی محمدباقر، جباری کیوان، منادی شهرام، رهنما فلاورجانی حمیدرضا. **بررسی توزیع دوز در اسکنر CT با استفاده از**

**فانتوم‌های Polymethyl methacrylate (PMMA) استوانه‌ای.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۳۲ (۳۰۹): ۱۸۳۲-۱۹۱۸

(American Association of Physicists in Medicine)

AAPM بیان شده است که سالانه در ایالات متحده‌ی

امریکا حدود ۸۰ میلیون آزمایش CT صورت می‌گیرد

که در حدود ۷ میلیون از آن‌ها مربوط به کودکان

### مقدمه

استفاده از CT اسکن (Computed tomography scan)

در بیماران به عنوان یک روش تشخیصی در سال‌های

اخیر رو به افزایش است. در گزارش شماره‌ی ۲۰۴

۱- کارشناس ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

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

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

۴- کارشناس ارشد، بخش رادیوتراپی، بیمارستان سیدالشهدا (ع)، اصفهان، ایران

۵- کارشناس ارشد، گروه فیزیک، دانشکده‌ی فیزیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان، ایران

شده به عنوان دوز بیمار-بدون تشخیص فرق بین این دو- می‌تواند به کم تخمین زدن سطوح دوز بیمار به میزان ۲ یا ۳ برابر منجر شود (۱).

خطر مربوط به قرار گرفتن در معرض تابش یونیزان به خصوصیات فرد در معرض تابش بستگی دارد. اندازه و ساختمان بدنی فرد روی توزیع دوز جذبی در ارگان‌ها تأثیر می‌گذارد. برای تخمین دوز تابشی یک بیمار خاص، روش‌های محاسبه‌ی دوز برای هر بیمار (Patient-specific)، می‌بایست استفاده شود (۹). هدف از این تحقیق، معرفی یک روش دوزیمتری CT بر اساس فانتوم‌های استوانه‌ای PMMA، به منظور نمایشی روشن از تأثیر اندازه‌ی بیمار بر مقدار و توزیع دوز و فراهم کردن یک الگو از منحنی‌های هم‌دوز بر حسب قطر فانتوم‌های استوانه‌ای PMMA بود. بررسی توزیع دوز در CT می‌تواند یک ابزار قوی‌تر برای تعیین خطر تابش در حجم ارگان فراهم کند.

### روش‌ها

در این تحقیق، یک روش فیلم دوزیمتری دو بعدی با استفاده از فیلم‌های رادیوگرافی ارایه شد و با به کارگیری فانتوم‌هایی به قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر، تأثیر اندازه‌ی بیمار بر توزیع دوز و میزان دوز دریافتی مورد بررسی قرار گرفت. این فانتوم‌ها از جنس PMMA ساخته شدند.

### الف) ساخت فانتوم‌های استوانه‌ای PMMA

برای ساخت فانتوم‌های استوانه‌ای به قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ و طول ۱۶ سانتی‌متر، پایه به منظور قرارگیری فانتوم‌ها بر روی آن و صفحات نگهدارنده در دو طرف فانتوم‌ها، از ورقه‌های پرسپکس به

است (۱). بنابراین، توجه جدی به خطرات ناشی از تابش در این آزمایش‌ها به ویژه برای کودکان ضروری است (۲-۴). این خطرات برای کودکان بیمار به دلیل حساسیت بیشتر کودکان، از اهمیت بیشتری برخوردار است (۵).

از سال ۱۹۸۰ یک تکنیک استاندارد صنعتی برای تعیین خروجی (Output) اسکنر به نام شاخص دوز CT (یا Computed tomography dose index) به وجود آمد (۶-۷). در حال حاضر، محاسبات CTDI حجمی ( $CTDI_{vol}$ ) و حاصل ضرب طول در دوز (DLP یا Dose length product) روی میزهای فرمان CT (CT consoles)، به منظور ارزیابی پارامترهای اسکن مؤثر بر دوز داده شده، نمایش داده می‌شود و می‌تواند به عنوان گزارش دوز با آزمایش CT ثبت شود (۸). اگر چه CTDI به عنوان یک توصیفگر دوز قابل قبول است، اما دوز ارگان را اندازه‌گیری نمی‌کند. CTDI فقط برای ۲ قطر فانتوم‌های پلی‌متیل متاکریلیک (PMMA یا Polymethyl methacrylate) که معرف سر و بدن هستند، تعریف شده است. هر دو  $CTDI_{vol}$  و DLP به تغییرات در پارامترهای اسکن مثل ولتاژ تیوپ، جریان تیوپ، زمان چرخش گاتری، Pitch و فیلتراسیون پرتو حساس هستند، اما به اندازه‌ی بیمار بستگی ندارند. در حالی که دوز دریافتی بیمار از یک CT اسکنر به هر دو اندازه‌ی بیمار و خروجی تابش اسکنر بستگی دارد.  $CTDI_{vol}$  اطلاعاتی در مورد فقط خروجی اسکنر فراهم می‌کند و متأثر از اندازه‌ی بیمار نیست، بنابراین دوز بیمار را تخمین نمی‌زند. به همین دلیل، اگر از فانتوم PMMA به قطر ۳۲ سانتی‌متر به عنوان مرجع استفاده شود، برای بیماران کودک کوچک‌تر، تفسیر  $CTDI_{vol}$  (یا DLP) نمایش داده

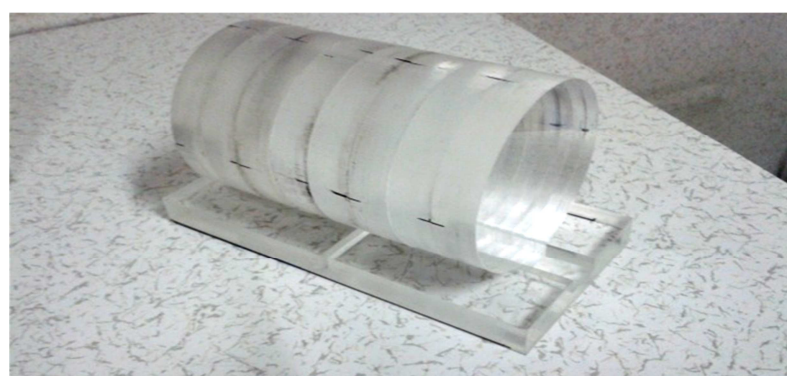
ضخامت ۲ سانتی‌متر ساخته شد. به منظور نگهداری دیسک‌ها در کنار هم به طوری که هیچ گونه حباب هوا در بین دیسک‌ها، یا بین فیلم و دیسک‌ها در زمان دوزیمتری باقی نماند، صفحات نگهدارنده در دو سوی فانتوم‌ها ساخته شد. این صفحات به وسیله پیچ و مهره‌هایی از جنس پرسپکس دیسک‌ها را به طور کامل محکم در کنار هم نگه می‌داشتند. برای فانتوم‌هایی به قطرهای ۱۰ و ۱۶ سانتی‌متر، دو صفحه‌ی نگهدارنده به طول ۲۸ و عرض ۸ سانتی‌متر ساخته شد. برای فانتوم به قطر ۲۴ سانتی‌متر، دو صفحه‌ی نگهدارنده به طول ۳۳ و عرض ۸ سانتی‌متر و برای فانتوم به قطر ۳۲ سانتی‌متر نیز دو صفحه‌ی نگهدارنده به طول ۴۳ و عرض ۸ سانتی‌متر ساخته شد.

ضخامت ۲ سانتی‌متر استفاده شد. این ورقه‌ها از شرکت RAY CHUNG در تایوان خریداری شد. برای ساخت هر فانتوم، هشت دیسک به وسیله برای CNC (Computed numerical control) برش زده شد. به منظور قرارگیری دیسک‌ها بر روی پایه برای ثابت ماندن، هر کدام در یک سمت خود دارای یک زبانه‌ی مکعب مستطیلی بودند. به منظور هم‌خط‌سازی دیسک‌ها با محورهای نوری دستگاه CT، در سه جهت بالا، راست و چپ آن‌ها شیارهای رنگی ایجاد شد (شکل ۱).

برای قرارگیری و ثابت ماندن دیسک‌ها در کنار هم، پایه‌ای به عرض ۱۰ و طول ۲۰ سانتی‌متر که دارای شیار در وسط بود، از ورقه‌های پرسپکس به



شکل ۱. فانتوم‌های استوانه‌ای به قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ و طول ۱۶ سانتی‌متر



شکل ۲. فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۰ سانتی‌متر قرار گرفته بر روی پایه

**ب) فیلم دوزیمتری**

در این تحقیق، برای بررسی توزیع دوز در فانتوم‌های استوانه‌ای از فیلم رادیوگرافیک، مخصوص رادیولوژی (AGFA ORTHO CP-GU) در دو اندازه  $35 \times 35$  برای فانتوم‌هایی به قطرهای ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر و نیز  $18 \times 24$  برای فانتوم‌هایی به قطرهای ۱۰ و ۱۶ سانتی‌متر استفاده شد. از آن جایی که این فیلم‌ها حساس به نور بودند، لازم بود برای هر فیلم به منظور دوزیمتری پاکت مجزا تهیه شود. در این تحقیق، پاکت‌ها به صورت ۳ لایه در هر طرف فیلم آماده شد.

برای دوزیمتری ابتدا می‌بایست منحنی کالیبراسیون فیلم را به دست آورد. برای این منظور، از دستگاه رادیولوژی آنالوگ Varian-A-192 استفاده شد. بر اساس مقادیر اندازه‌گیری شده‌ی دوز در kVp و mAs های مختلف توسط شرکت مهندسی مسئول کالیبراسیون دستگاه، منحنی کالیبراسیون آن به کمک نرم‌افزار MATLAB حاصل شد. به این ترتیب، مقدار دوز بر حسب kVp و mAs محاسبه شد. سپس با اعمال مقدار دوز مشخص در محدوده‌ی ۱۵-۰/۵ mGy، پاسخ فیلم نسبت به تابش با پتانسیل ۱۲۰ kVp اندازه‌گیری و محاسبه شد. فیلم‌ها پس از ظهور و ثبوت، توسط اسکنر Microtek-9800 XL اسکن شدند و در نهایت، با استفاده از نرم‌افزار MATLAB منحنی کالیبراسیون فیلم حاصل شد.

در این تحقیق، از اسکنر CT TC-7800-Shimadzu (در بیمارستان کاشانی)، با پتانسیل ۱۲۰ kVp، شدت جریان ۱۰۰ mA، زمان ۱ s، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه، و عرض پرتو ۵ و ۱۰ میلی‌متر استفاده شد. توزیع دوز در وسط

فانتوم‌های استوانه‌ای به قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر، عمود بر محور طولی، با استفاده از فیلم‌های آماده شده در پاکت، در طی یک دور چرخش گانتری اندازه‌گیری شد. فانتوم‌ها به کمک محورهای نوری دستگاه CT طوری بر روی تخت قرار داده می‌شوند که مرکز فانتوم بر مرکز چرخش گانتری منطبق باشد. فیلم‌ها پس از ظهور و ثبوت، توسط اسکنر اسکن شدند. سپس با استفاده از نرم‌افزار MATLAB و منحنی کالیبراسیون به دست آمده، توزیع دوز نسبی در طی یک دور چرخش گانتری و در ۱۶ حالت مختلف حاصل شد. اگر چه شرایط kVp و mAs برای بیماران کودک در همه‌ی مراکز یکسان نیست، اما پارامترهای ۱۲۰ kVp و ۱۰۰ mAs به عنوان یک معیار انتخاب شده و این تنظیم انرژی در خلال اندازه‌گیری‌ها ثابت باقی مانده است.

به دلیل حساسیت زیاد فیلم رادیوگرافیک به نور و نیز نیاز به ظهور و ثبوت، خطای ناشی از فیلم زیاد خواهد بود. بنابراین برای به حداقل رساندن خطا، لازم است در استفاده از فیلم رادیوگرافیک برای دوزیمتری نکاتی رعایت شود. فیلم در تاریک‌خانه با شرایط استاندارد و در کوتاه‌ترین زمان ممکن در داخل پاکت مربوط قرار گیرد. پاکت‌ها به دقت بررسی شوند که هیچ گونه روزنه‌ی نوری وجود نداشته باشد. برای حفاظت و جلوگیری از سایش فیلم با پاکت پلاستیکی و ایجاد لکه بر روی فیلم، از کاغذ مناسب در داخل پاکت استفاده شود. به دلیل این که فیلم به طور عمود در بین دیسک‌های فانتوم‌های استوانه‌ای قرار می‌گیرد، وجود هر گونه حباب هوا در داخل پاکت باعث اختلال در اندازه‌گیری می‌شود. بنابراین لازم است در هنگام قرار دادن فیلم درون پاکت هوای داخل پاکت به

برای انرژی‌های ۵۰، ۶۰، ۷۰ و ۸۰ (kVp) اندازه‌گیری شده است. بنابراین برای محاسبه‌ی دوز در انرژی ۱۲۰ kVp با استفاده از نرم‌افزار MATLAB بهترین منحنی درجه‌ی دوم عبوری از نقاط اندازه‌گیری شده به دست آمده و رسم شده است. منحنی کالیبراسیون فیلم رادیوگرافی AGFA ORTHO CP-GU برای انرژی ۱۲۰ kVp نشان داده شده در شکل ۵، بیان‌کننده‌ی چگالی اپتیکی بر حسب مقدار دوز داده شده است.

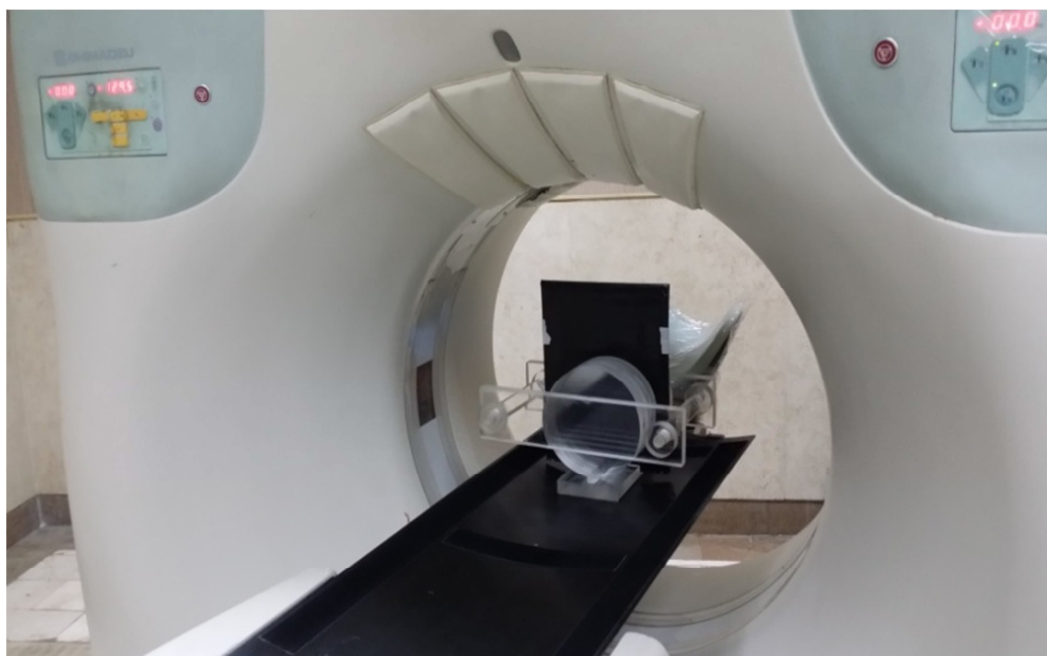
شکل‌های ۶ و ۷ توزیع دوز و منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ سانتی‌متر به ترتیب با عرض پرتو ۵ و ۱۰ میلی‌متر را که در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه گرفته شده‌اند، نشان می‌دهند. در تصویر شکل ۶، تقارن در عرض فانتوم (از چپ به راست) به خوبی دیده می‌شود؛ اما در راستای جلو-عقب این تقارن به دلیل تضعیف ناشی از تخت دیده نمی‌شود.

طور کامل تخلیه شود. برای به حداقل رساندن تأثیر شرایط ظهور و ثبوت بر روی فیلم، فیلم‌ها به صورت هم‌زمان و زمانی که داروی ظهور بهترین کیفیت خود را دارد، ظاهر شوند.

علاوه بر این، پاسخ فیلم‌های رادیوگرافیک وابستگی زیادی به انرژی پرتو تابشی دارد. بنابراین با وجود یکسان بودن پیک انرژی در کالیبراسیون و پرتو مورد استفاده در CT (۱۲۰ kVp)، چون این دو پرتو به طور کامل یکسان نبوده‌اند، اندکی خطا وجود خواهد داشت.

#### یافته‌ها

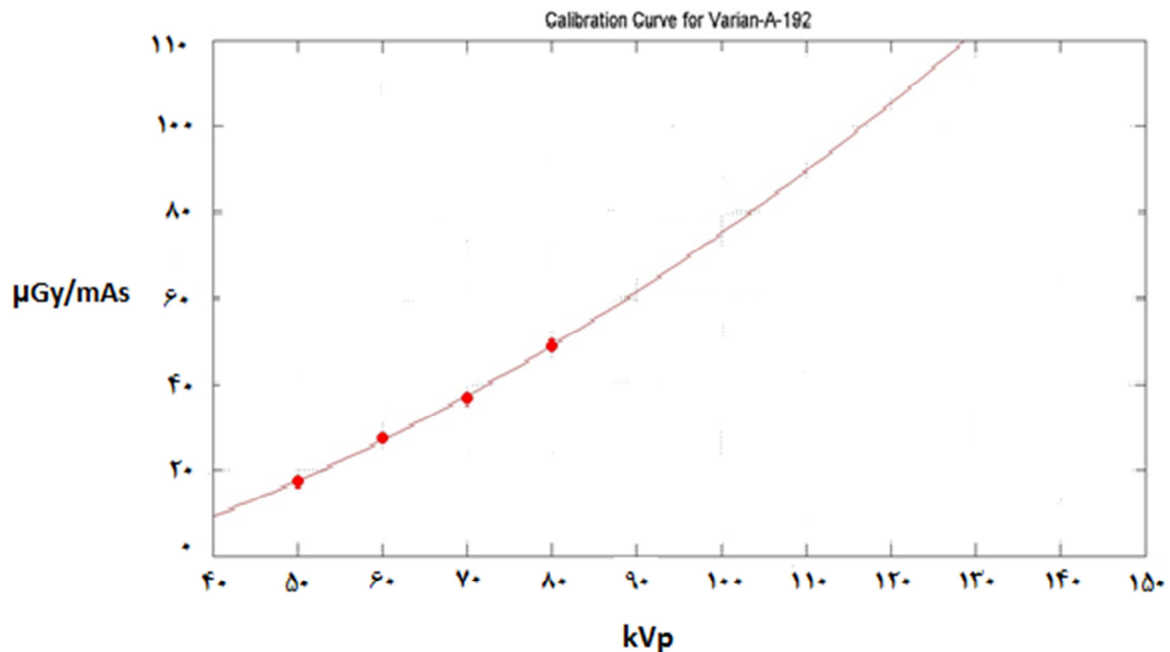
منحنی کالیبراسیون دستگاه رادیولوژی آنالوگ Varian-A-192 در شکل ۴ آمده است. این منحنی مقدار دوز به ازای ۱ mAs را بر حسب kVp بیان می‌کند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقادیر دوز



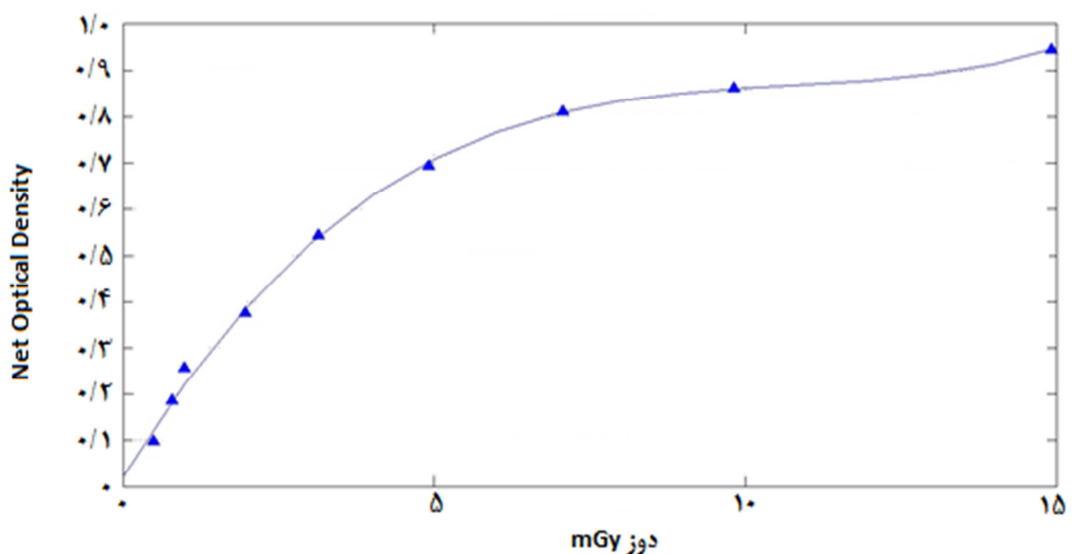
شکل ۳. نمایی از فیلم و فانتوم در موقعیت تابش توسط دستگاه Shimadzu-7800-TC CT

(ب) به خوبی نشان می‌دهند که دوز دریافتی پوست بیشترین مقدار را داشته است. اگر دوز دریافتی پوست یا سطح فانتوم را ۱۰۰ درصد در نظر بگیریم، دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ سانتی‌متر به حدود ۴۵ درصد کاهش می‌یابد.

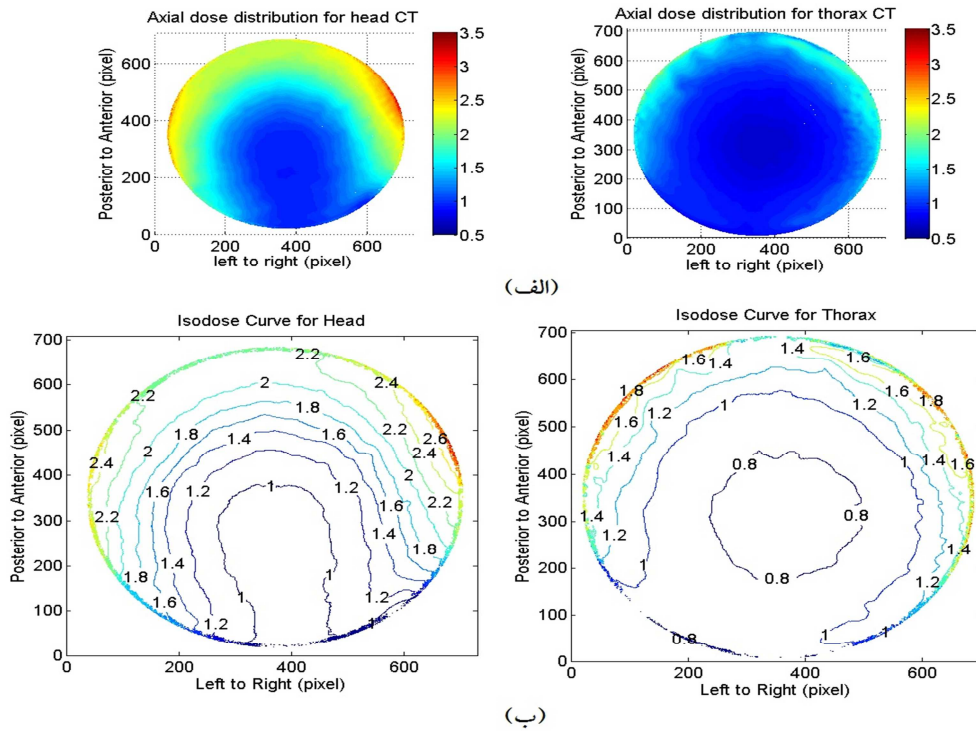
در حالی که در شکل ۷ تقارن در عرض فانتوم وجود ندارد و در یک سوی فانتوم، دوز دریافتی افزایش یافته است. با مقایسه‌ی شکل‌های ۶ و ۷ به وضوح دیده می‌شود که با افزایش عرض پرتو، مقدار دوز دریافتی در مقطع فانتوم افزایش یافته است. شکل‌های ۶ (ب) و ۷



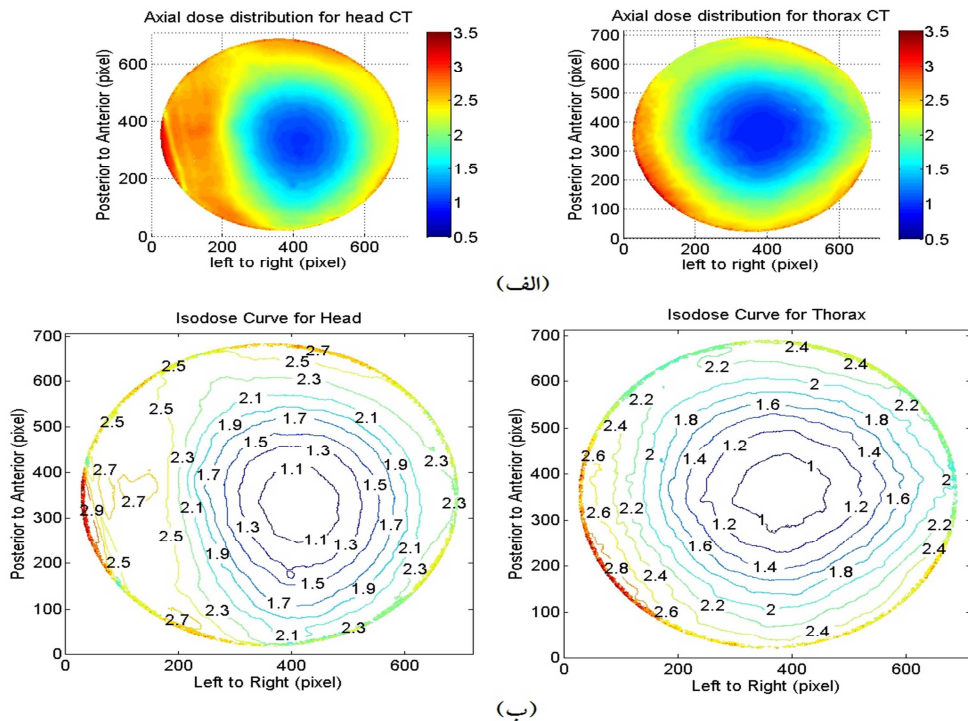
شکل ۴. منحنی کالیبراسیون دستگاه رادیولوژی آنالوگ Varian-A-192



شکل ۵. منحنی کالیبراسیون فیلم



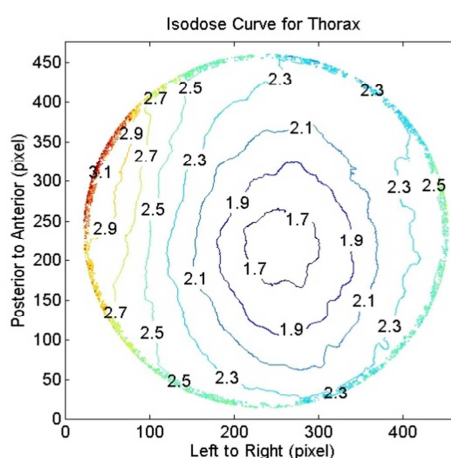
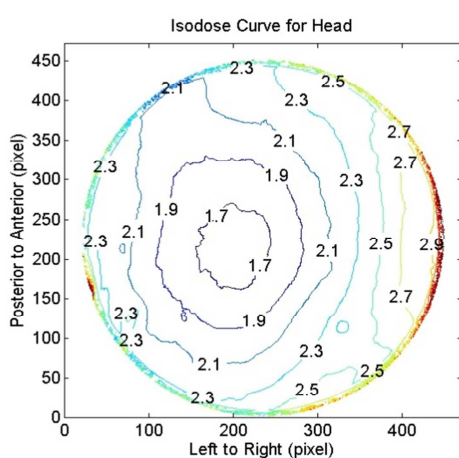
شکل ۶. توزیع دوز (الف) و منحنی‌های هم‌دوز (ب) در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ cm و عرض پرتو ۵ mm، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه در طی یک دور چرخش گانتری (Color bar و مقدار دوز نشان داده شده بر حسب mGy است)



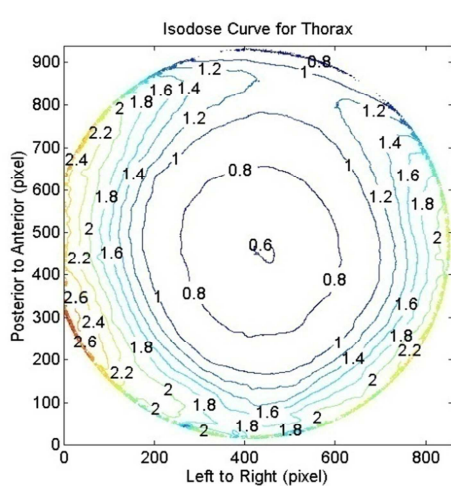
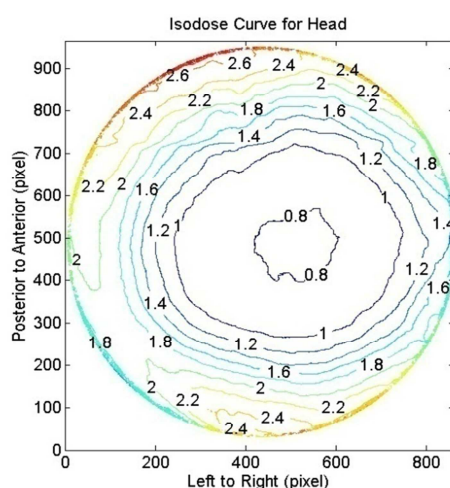
شکل ۷. توزیع دوز (الف) و منحنی‌های هم‌دوز (ب) در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ cm و عرض پرتو ۱۰ mm، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه در طی یک دور چرخش گانتری (Color bar و مقدار دوز نشان داده شده بر حسب mGy است).

ناحیه‌ی مرکزی فانتوم نسبت به سطح آن به میزان بیشتری کاهش می‌یابد و بر تعداد منحنی‌های هم‌دوز افزوده می‌شود. چنانچه در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۶ سانتی‌متر دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم به ۶۵ درصد دوز دریافت شده بر روی سطح فانتوم کاهش یافته، در حالی که این کاهش برای فانتوم استوانه‌ای به قطر ۲۴ سانتی‌متر، ۴۵ درصد و برای فانتوم استوانه‌ای به قطر ۳۲ سانتی‌متر، ۳۵ درصد بوده است.

شکل ۸ منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۶ سانتی‌متر، و شکل ۹ منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۳۲ سانتی‌متر، با عرض پرتو ۱۰ میلی‌متر را که در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه گرفته شده‌اند، نشان می‌دهند. با مقایسه‌ی شکل‌های ۷ (ب)، ۸ و ۹ می‌توان تأثیر اندازه‌ی فانتوم را بر روی منحنی‌های هم‌دوز به روشنی دید. همان‌طور که دیده می‌شود، با افزایش قطر فانتوم دوز دریافتی در

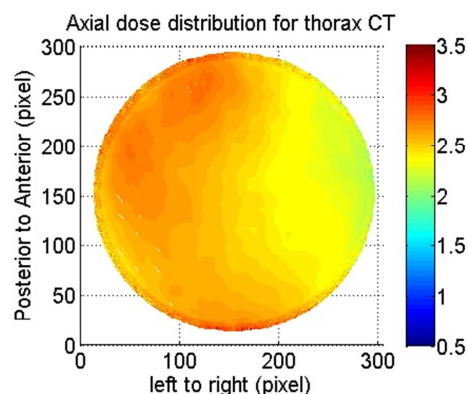
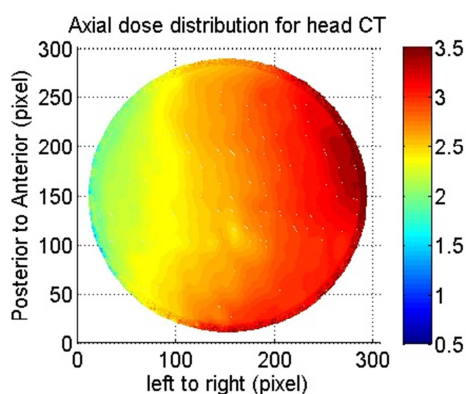


شکل ۸. منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۶ cm و عرض پرتو ۱۰ mm، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه در طی یک دور چرخش گانتری (مقدار دوز نشان داده شده بر حسب mGy است)

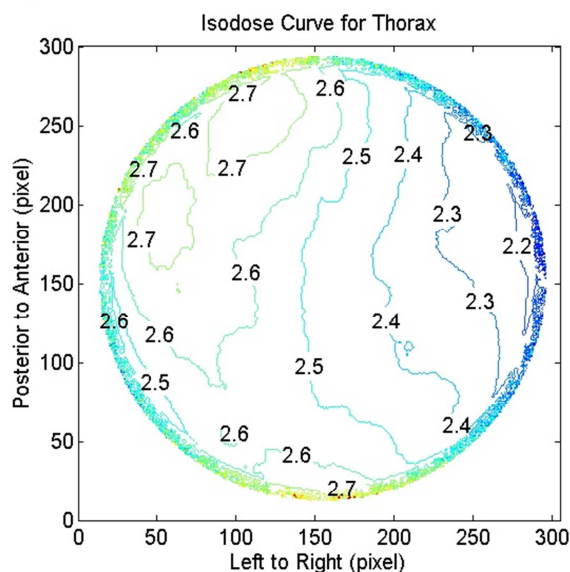
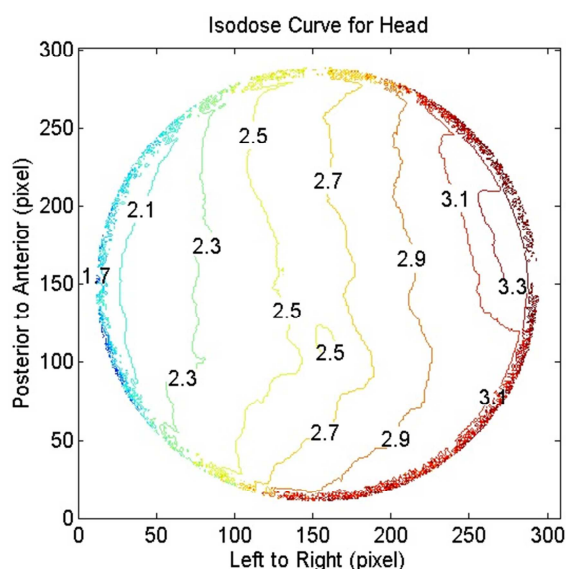


شکل ۹. منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۳۲ cm و عرض پرتو ۱۰ mm، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه در طی یک دور چرخش گانتری (مقدار دوز نشان داده شده بر حسب mGy است)





(الف)



(ب)

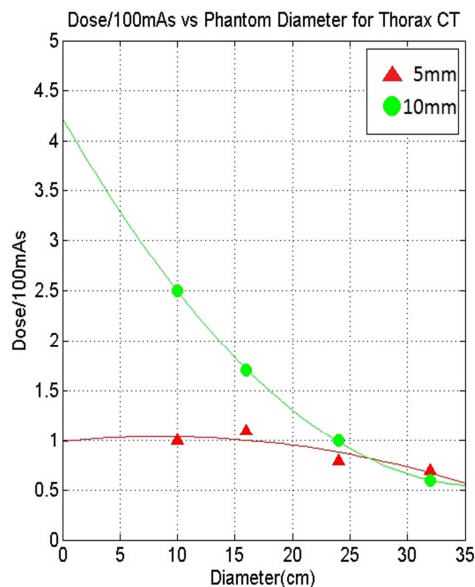
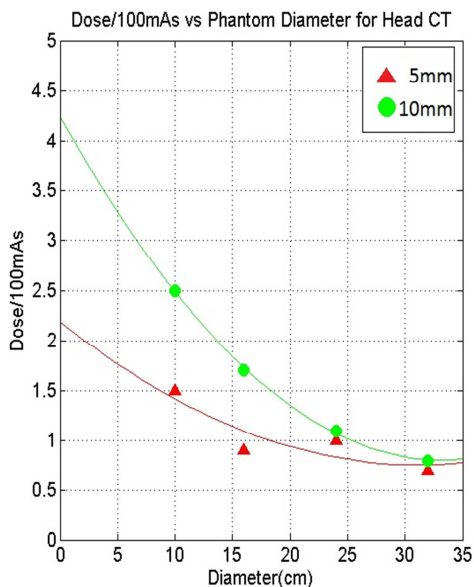
شکل ۱۰. توزیع دوز (الف) و منحنی‌های هم‌دوز (ب) در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۰ cm و عرض پرتو ۱۰ mm، در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه در طی یک دور چرخش گانتری (Color bar و مقدار دوز نشان داده شده بر حسب mGy است).

حالت اسکن سر و قفسه‌ی سینه نشان می‌دهد. به طور کلی، با افزایش قطر فانتوم مقدار دوز دریافتی در مرکز کاهش می‌یابد. شکل ۱۲ پروفایل دوز از سطح فانتوم تا مرکز منحنی‌های هم‌دوز در مقطع فانتوم‌های استوانه‌ای به قطر ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر و عرض پرتو ۱۰ میلی‌متر را که در حالت اسکن سر گرفته شده‌اند، نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که مقدار دوز دریافتی سطح فانتوم و یا پوست بیشترین مقدار را دارد

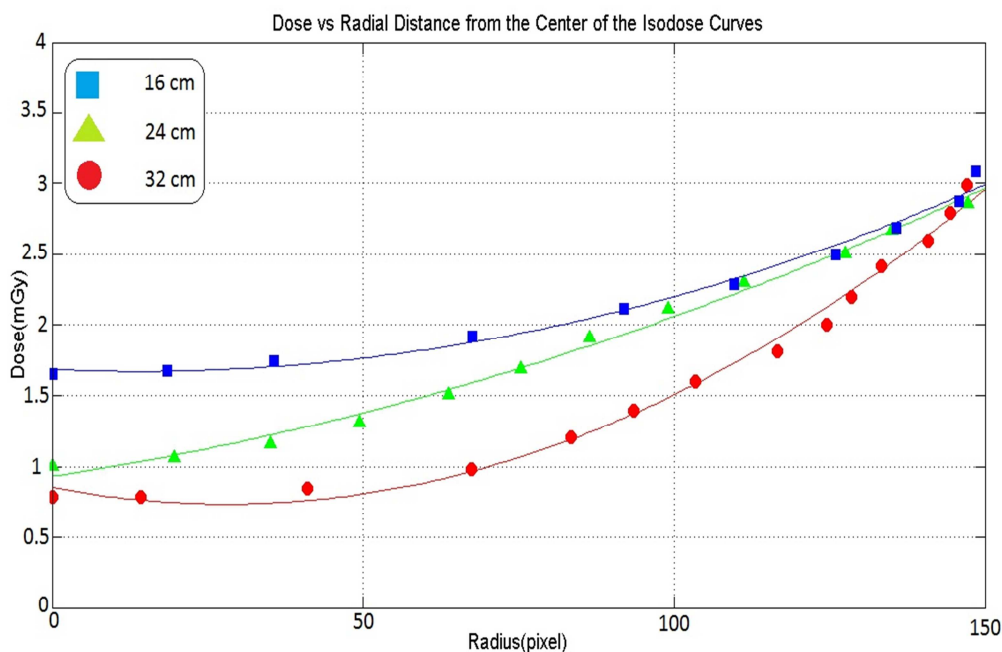
شکل ۱۰ توزیع دوز و منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۰ سانتی‌متر با عرض پرتو ۱۰ میلی‌متر را که در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه گرفته شده‌اند، نشان می‌دهد. همان‌طور که دیده می‌شود توزیع دوز در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۰ سانتی‌متر تقارن بسیار ناچیز دارد. شکل ۱۱ مقدار دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم‌های استوانه‌ای را بر حسب قطر فانتوم در دو

ناحیه‌ی مرکزی کمترین مقدار را دارد و با افزایش قطر فانتوم شیب کاهش دوز به سمت مرکز افزایش می‌یابد.

و با افزایش قطر فانتوم به میزان ناچیزی نسبت به ناحیه‌ی مرکزی کاهش می‌یابد. همچنین مقدار دوز در



شکل ۱۱. نمودار تغییرات دوز در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم‌های استوانه‌ای بر حسب قطر فانتوم در دو حالت اسکن سر و قفسه‌ی سینه



شکل ۱۲. پروفایل دوز از سطح فانتوم تا مرکز منحنی‌های هم‌دوز در مقطع فانتوم‌های استوانه‌ای به قطر ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر و عرض پرتو ۱۰ میلی‌متر، در حالت اسکن سر، در طی یک دور چرخش گانتری

## بحث

هدف اصلی این تحقیق، معرفی یک روش دوزیمتری CT بر اساس فانتوم‌های استوانه‌ای استاندارد PMMA، به منظور نمایشی روشن از تأثیر اندازه‌ی بیمار بر مقدار و توزیع دوز و فراهم کردن یک الگو از منحنی‌های هم‌دوز بر حسب قطر فانتوم‌های استوانه‌ای PMMA، بود. برای این منظور، در این مطالعه از فیلم رادیوگرافیک AGFA ORTHO CP-GU استفاده شد. به دلیل حساسیت زیاد فیلم رادیوگرافیک به نور و نیز نیاز به ظهور و ثبوت، خطای ناشی از فیلم زیاد خواهد بود. خطای فیلم در این مطالعه می‌تواند تا حد ۲۵ درصد بالا باشد. به منظور حذف خطای ناشی از حضور پاکت و ظهور و ثبوت فیلم و همین‌طور وابستگی به انرژی، توصیه می‌شود از فیلم‌های رادیوکرومیک مخصوص دوزیمتری CT (Gafchromic-XR QA) که نیازی به ظهور و ثبوت و وابستگی انرژی ندارند، استفاده شود (۸).

در تصویر شکل ۶، تقارن در عرض فانتوم (از چپ به راست) به خوبی دیده می‌شود، اما در راستای جلو-عقب این تقارن به دلیل تضعیف ناشی از تخت دیده نمی‌شود. در حالی که در شکل ۷ تقارن در عرض فانتوم وجود ندارد و در یک سوی فانتوم دوز دریافتی افزایش یافته است. به طور کلی، به منظور کاهش آرتیفکت‌های (Artifacts) ناشی از حرکت در مد محوری (Axial mode) امکان حرکت اضافی تیوپ (Overscan) وجود دارد، که این مقدار می‌تواند تا حدود ۳۶° باشد. توجه به این که زمان بیان شده روی میز فرمان اسکنر، می‌تواند زمان اسمی (Nominal time) اسکن بدون در نظر گرفتن حرکت

اضافه‌ی تیوپ باشد، حایز اهمیت است. زمان واقعی اسکن بسته به نوع اسکنر می‌تواند تا ۱۰ درصد بیشتر باشد. بنابراین توزیع دوز به دلیل حضور تخت بیمار و تأثیر دوز اضافی یکنواخت نخواهد بود. شیب صعود ولتاژ (Voltage ramping) در نقطه‌ی شروع اسکن هم می‌تواند به صورت موضعی مقدار دوز دریافتی را افزایش دهد (۱۰). در این تحقیق، میزان خطای دستگاه CT برای ولتاژ ۵ درصد و برای زمان ۷ درصد گزارش شده است.

شکل ۱۱ بیان می‌کند که دوز دریافتی کودکان بیمار، بسته به اندازه‌ی بیمار، نسبت به بزرگسالان با mAs یکسان افزایش خواهد یافت که نیاز به تنظیم عوامل تکنیکی برای هر بیمار را تقویت می‌کند (۱۱). مقدار دوز دریافتی سطح فانتوم و یا پوست بیشترین مقدار و با افزایش قطر فانتوم به میزان ناچیزی نسبت به ناحیه‌ی مرکزی یا عمق کاهش می‌یابد.

به طور کلی، تقارن دایره‌ای منحنی‌های هم‌دوز با افزایش قطر فانتوم و در نواحی مرکزی فانتوم‌ها بیشتر مشهود است. در اغلب موارد، منحنی‌های هم‌دوز به یک سمت کشیده شده‌اند که ناشی از حضور تخت بیمار و تأثیر هر گونه حرکت اضافی تیوپ است. این مسأله در فانتوم استوانه‌ای به قطر ۱۰ سانتی‌متر تأثیر به‌سزایی دارد؛ به طوری که هیچ‌گونه تقارن دایره‌ای در آن دیده نمی‌شود و خطوط هم‌دوز در یک سمت بیشینه و در سوی دیگر کمینه هستند (شکل ۱۰). این مسأله اهمیت تأثیر حرکت اضافی تیوپ بر میزان دوز دریافتی در نواحی نزدیک‌تر به سطح و یا پوست به ویژه برای کودکان را نشان می‌دهد.

در این تحقیق، توزیع دوز و منحنی‌های هم‌دوز در دو حالت فیلتراسیون سر و قفسه‌ی سینه با هم

پرتوی اشعه‌ی ایکس اولیه به تدریج کاهش یافته است. در فانتوم بدن، به قطر ۳۲ سانتی‌متر اشعه‌ی ایکس اولیه بیشتر از فانتوم سر به قطر ۱۶ سانتی‌متر تضعیف شده است. این نتایج با آن چه در این پژوهش صورت گرفته است، سازگاری دارد.

Fearon و همکاران به بررسی امکان اصلاح سیستم طراحی درمان (RTPS) یا Radiation treatment planning system برای ایجاد یک روش دوزیمتری CT بیمار پرداختند (۱۳). سیستم طراحی درمان را برای محاسبه‌ی توزیع دوز CT بیمار اصلاح کردند؛ به طوری که بتواند دوز نقاط خاص در ارگان مورد نظر و همچنین دوز حجمی ارگان (Organ dose-volumes) (بعد از قسمت‌بندی تصویر) را برای یک اسکنر CT به نام GE light speed ultra plus در مد محوری (Axial mode) بیان کند. آن‌ها  $CTDI_{100}$  را در مرکز فانتوم‌های استوانه‌ای PMMA به قطرهای ۱۰، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ سانتی‌متر اندازه‌گیری کردند. تغییرات  $CTDI_{100}/100$  mAs بر حسب قطر فانتوم‌های استوانه‌ای، سازگاری خوبی با تغییرات دوز در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم‌ها بر حسب قطر آن‌ها نشان می‌دهد.

نتایج به دست آمده، مقادیر و توزیع دوز را در طی یک دور چرخش گانتری نشان می‌دهد؛ در حالی که به طور معمول، اسکن روی قسمتی از طول بدن بیمار صورت می‌گیرد. بنابراین، دوز دریافتی بیمار در طول اسکن اندکی بیشتر از مقادیر به دست آمده در این تحقیق است. با اندازه‌گیری  $CTDI_{100}$  در مرکز فانتوم‌های استوانه‌ای در شرایط یکسان با روش فیلم دوزیمتری انجام شده در این تحقیق، می‌توان یک

مقایسه شده‌اند. نتایج آزمایش‌ها اندکی اختلاف و در برخی اندکی کاهش دوز در حالت اسکن قفسه‌ی سینه نسبت به اسکن سر نشان می‌دهند. این اختلاف می‌تواند ناشی از تغییر در فیلتراسیون پرتو به صورت خودکار توسط اسکنر CT باشد.

پروفایل دوز طولی در فانتوم CTDI مورد مطالعه‌ی وسیع قرار گرفته است. اما بر روی پروفایل دوز در سطح مقطع فانتوم CTDI مطالعه‌ی کمی صورت گرفته است. در حالی که برای تخمین دوز در CT، دانستن پروفایل دوز در سطح مقطع فانتوم هم اهمیت دارد. در این پژوهش، به کمک فیلم دوزیمتری و با استفاده از فانتوم‌های استوانه‌ای در اندازه‌های مختلف، پروفایل‌های دوز در سطح مقطع فانتوم‌ها حاصل شده است. همچنین به جزییات توزیع دوز در مقطع فانتوم‌ها پرداخته و منحنی‌های هم‌دوز رسم شده است. به علاوه، این نتایج در این فانتوم‌ها مقایسه شده و تأثیر قطر فانتوم و یا اندازه‌ی بیمار بر روی این نتایج مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است.

در مطالعات دیگر، اگر چه هیچ مقایسه‌ی مستقیمی وجود ندارد، اما کارهایی در مورد دوزیمتری CT صورت گرفته است. Haba و همکاران با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو پروفایل دوز در صفحه‌ی محوری فانتوم CTDI محاسبه کردند (۱۲). ولتاژ دستگاه ۱۲۰ kV بوده است. پروفایل دوز در صفحه‌ی محوری فانتوم سر و بدن، با عرض پرتو ۱۰ میلی‌متر نشان داده شده است. پروفایل دوز در صفحه‌ی محوری فانتوم سر، در مقایسه با فانتوم بدن یکنواخت‌تر بوده است. دوز جذبی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم به دلیل تضعیف

می‌تواند بر روی اثر ناهمگنی‌های موجود در بافت بدن بر روی مقدار و توزیع دوز دریافتی بیمار متمرکز گردد.

### تشکر و قدردانی

نویسندگان لازم می‌دانند مراتب قدردانی و تشکر خود را از مدیریت و کارکنان بخش CT اسکن بیمارستان کاشانی برای فراهم کردن شرایط و راهنمایی‌های لازم جهت استفاده از اسکنر Shimadzu-7800-TC CT تقدیم دارند.

همچنین از مدیریت و کارکنان بخش رادیولوژی و فیزیک بیمارستان سیدالشهدا (س) بابت حسن همکاری برای ظهور، ثبوت و اسکن فیلم‌ها و انجام کالیبراسیون تشکر و قدردانی می‌شود. به‌ویژه از جناب آقای جمشید شوشتریان جهت همکاری و راهنمایی‌های ارزنده در طی استفاده از اسکنر CT تشکر می‌شود.

عامل تبدیل برای طبیعی‌سازی مقادیر دوز به دست آمده در طول اسکن به دست آورد.

نتیجه‌گیری نهایی این که پژوهش حاضر، تأثیر اندازه‌ی بیمار بر مقدار و توزیع دوز را نشان می‌دهد و یک الگو از منحنی‌های هم‌دوز برحسب قطر فانتوم‌های استوانه‌ای فراهم می‌کند. توزیع دوز در فانتوم‌های استوانه‌ای، به دلیل تضعیف ناشی از تخت و تأثیر حرکت اضافی تیوپ، به خصوص در نواحی نزدیک‌تر به سطح متقارن نیست. این مسأله منجر به عدم تقارن بیشتر در فانتوم‌های کوچک‌تر می‌شود. افزایش عرض پرتو، مقدار دوز دریافتی در مقطع فانتوم را افزایش می‌دهد. با افزایش قطر فانتوم، دوز دریافتی در ناحیه‌ی مرکزی فانتوم نسبت به سطح آن به میزان بیشتری کاهش می‌یابد و بر تعداد منحنی‌های هم‌دوز افزوده می‌شود. نتایج به دست آمده به طور کیفی با آنچه بر اساس مطالعات گذشته انتظار می‌رود، سازگار است (۸-۱۱). در آینده تحقیقات

### References

1. Boone JM, Strauss KJ, Cody DD, Maccollough C, Mcnitt-Gray MF. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. Report of AAPM Task Group 204. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2011.
2. Bogdanich W. Radiation overdoses point up dangers of CT scans. The New York Times 2009 Oct 16; A13.
3. United State Food and Drug Administration. White paper: Initiative to reduce unnecessary radiation exposure from medical imaging [Online]. [cited 2010 Dec 14]; Available from: URL: <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationSafety/RadiationDoseReduction/ucm199994.htm>
4. Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey ChA. CT scanning: patterns of use and dose. J Radiol Prot 2000; 20(4): 353.
5. Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiation. Health effects of exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR V. Washington, DC: National Academy Press; 1990.
6. McCollough C, Cody D, Edyvean S, Geise R, Gould B, Keat N, et al. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Report of AAPM Task Group 23. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008. p. 1-28.
7. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys 1981; 8(4): 488-95.
8. Brady S, Yoshizumi T, Toncheva G, Frus D. Implementation of radiochromic film dosimetry protocol for volumetric dose assessments to various organs during diagnostic CT procedures. Med Phys 2010; 37(9): 4782-92.
9. Lampinen JS. Calculating patient specific doses in X-ray diagnostics and from radiopharmaceuticals. Helsinki, Finland:

- University of Helsinki; 2000.
10. Alm-Carlsson G, Dance D, DeWerd L, Kramer H, Ng K, Pernicka F, et al. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Technical Reports Series No. 457. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency; 2007.
  11. Haus AG. Advances in film processing systems technology and quality control in medical imaging. Madison, WI: Medical Physics Pub Corp; 2001
  12. Haba T, Koyama S, Ida Y. Influence of difference in cross-sectional dose profile in a CTDI phantom on X-ray CT dose estimation: a Monte Carlo study. Radiol Phys Technol 2014; 7(1): 133-40.
  13. Fearon T, Xie H, Cheng JY, Ning H, Zhuge Y, Miller RW. Patient-specific CT dosimetry calculation: a feasibility study. J Appl Clin Med Phys 2011; 12(4): 3589.

## Investigation of Dose Distributions of Computed Tomography with Cylindrical Polymethyl Methacrylate (PMMA) Phantoms

Nafiseh Berenjkoub MSc<sup>1</sup>, Mohammad Bagher Tavakoli PhD<sup>2</sup>, Keyvan Jabbari PhD<sup>3</sup>,  
Shahram Monadi MSc<sup>4</sup>, Hamid Reza Rahnama MSc<sup>5</sup>

### Original Article

#### Abstract

**Background:** This study aimed to investigate the effect of patient's size on the distribution and amount of dose of computed tomography (CT) based on standard cylindrical polymethyl methacrylate (PMMA) phantoms.

**Methods:** In this study, a two-dimensional film dosimetry method was represented via using radiographic films; the effect of patient's size on the distribution and the amount of received dose was investigated using cylindrical phantoms with 10, 16, 24 and 32 cm diameters. The cylindrical phantoms were made of polymethyl methacrylate sheets. By proper calibration, two-dimensional distribution of the dose was measured using film dosimetry in these phantoms in a single axial rotation.

**Findings:** The dose distribution in the cylindrical phantoms was not symmetric particularly in closer points to the surface. The received dose in the cross-section of phantom increased with beam width. The received dose in the central part of phantom decreased more than its surface by the increment of phantom diameter. Specially, using a cylindrical phantom with diameter of 16 cm, the received dose in the central part of the phantom decreased to 65% of its surface dose; whereas this percentage for cylindrical phantoms with diameters of 24 and 32 cm was 45% and 35%, respectively.

**Conclusion:** The dose distribution in the cross-section of the pediatric patients is more uniform. It is highly dependent on the couch attenuation and overscan, leading to asymmetry of the dose distribution. The received dose in the pediatric patients would be more than adults for the same mAs.

**Keywords:** Computed tomography (CT), Dosimetry, Organ dose, Film dosimetry

**Citation:** Berenjkoub N, Tavakoli MB, Jabbari K, Monadi Sh, Rahnama HR. **Investigation of Dose Distributions of Computed Tomography with Cylindrical Polymethyl Methacrylate (PMMA) Phantoms.** J Isfahan Med Sch 2015; 32(309): 1918-32

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

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

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

4- Department of Radiotherapy, Seyedoshohada Hospital, Isfahan, Iran

5- Department of Physics, School of Physics, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran

**Corresponding Author:** Nafiseh Berenjkoub MSc, Email: nafiseh\_b9@yahoo.com