

پلیمر ژل دوزیمتری در سی تی

بررسی کاربرد پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تصویربرداری تشدید مغناطیسی جهت اندازه‌گیری

ضریب دوزیمتری تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری در اسکنرهای ۶۴ اسلایس

لیلا کریمی افشار^۱، نادر ریاحی عالم^۲، محمد رضا آی^۳، محمود الهوردی^۴، طیب الهیوردی پورفلاح^۵،

حسن هاشمی^۶، احمد فراهانی^۷، بهروز رفیعی^۸، مرتضی بختیاری^۹

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

۲- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

۴- استادیار گروه بیوفیزیک و بیوشیمی، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ایران

۵- استادیار گروه رادیولوژی، مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

۶- کارشناس رادیولوژی، مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

۷- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، مرکز تصویربرداری پزشکی بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۵/۵

تاریخ دریافت: ۸۷/۸/۲۰

چکیده

مقدمه: اشکال عمده سی تی اسکن دوز تابشی نسبتاً بالا در مقایسه با دیگر روشهای تصویربرداری با استفاده از اشعه ایکس است. به دلیل پراکندگی، واگرایی باریکه و بهره‌وری محدود کلیماتور، دوز قابل ملاحظه‌ای به بافت‌های مجاور می‌رسد. میزان دوز تابشی در اسکنر مولتی‌اسلایس بیشتر از تک اسلایس است و به دلیل اینکه اسکنرهای مولتی‌اسلایس به طور فزاینده‌ای از باریکه پهن استفاده می‌نمایند، اتاقک‌های یونیزاسیون ۱۰۰ میلی‌متر که امروزه در اندازه‌گیری CTDI₁₀₀ استفاده می‌شود، دیگر نمی‌توانند به طور صحیح کل پروفایل دوز پهنای اسلایس را اندازه بگیرند. در نتیجه دوز سی تی را کمتر برآورد می‌کنند. از اینرو هدف تحقیق حاضر اندازه‌گیری ضریب دوزیمتری تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (CTDI) حاصل از دستگاه مولتی‌اسلایس (۶۴ اسلایس) با استفاده از پلیمر ژل، بر پایه تصویربرداری MRI (MRPD) می‌باشد که شاخص خوبی برای تخمین دوز متوسط بیمار را به هنگام سی تی اسکن می‌باشد.

مواد و روشها: برای اندازه‌گیری CTDI، با طراحی فانتوم و تهیه ژل MAGIC، تصویربرداری MRI بوسیله دستگاه ۱/۵ تسلا زیمنس با پامترهای تصویربرداری $TR=2000ms$; $TE=20-640ms$; $NEX=1$; $ST=2mm$ گرفت. CTDI با استفاده از اتاقک یونیزاسیون با طول ۱۰۰ میلی‌متر (CTDI₁₀₀) و همچنین به کمک ژل MAGIC با روش MRPD برای پهنای اسمی ۱۰ و ۴۰ میلی‌متر اسکن توموگرافی کامپیوتری اندازه‌گیری شد.

نتایج: اندازه‌گیریهای CTDI₁₀₀ برای پهنای اسمی برش ۱۰ و ۴۰ میلی‌متر اسکنر مولتی‌اسلایس با استفاده از اتاقک یونیزاسیون و ژل MAGIC، نشان دادند که اتاقک یونیزاسیون CTDI₁₀₀ را به ترتیب ۲۸/۷۱ و ۱۴/۰۳ درصد نسبت به ژل کمتر تخمین می‌زند.

بحث و نتیجه‌گیری: ژل دوزیمتری پلیمری، این قابلیت را دارند که CTDI را در باریکه‌های پهن در سی تی اسکنر مولتی‌اسلایس اندازه‌گیری نمایند در حالیکه اتاقک یونیزاسیون ۱۰۰ میلی‌متر استاندارد به علت طول محدود، حتی برای پهنای باریکه ۱۰ میلی‌متر، قابل اعتماد نیست و دارای خطا می‌باشد. علاوه بر این بعلاوه سه بعدی بودن ژل دوزیمترها، می‌توان از پروفایل دوز بدست آمده اطلاعات ارزشمندی نظیر؛ ضخامت واقعی برش و بهره‌وری هندسی محور Z را بدست آورد. همچنین علاوه بر پارامترهای مذکور تنها با استفاده از ژل دوزیمترها است که می‌توان درصد یکنواختی کلی و جزئی در صفحه برش را بدست آورد. نتایج این مطالعه نشان داد که MAGIC پلیمر ژل دوزیمتری بر پایه تصویربرداری MRI می‌تواند به عنوان یک روش تکمیلی در اندازه‌گیری دوزیمتری مرسوم اتاقک یونیزان مخصوصاً در اندازه‌گیریهای بیشتر از دو میلی‌متر مورد استفاده قرار گیرد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶، شماره ۲، پیاپی (۲۲)، تابستان ۸۸: ۵۹-۷۰)

واژگان کلیدی: اندازه‌گیری CTDI، MRI، پلیمر ژل دوزیمتری، سی تی اسکنر ۶۴ اسلایس

* نویسنده مسؤول: نادر ریاحی عالم

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم

پزشکی تهران riahinad@sina.tums.ac.ir

تلفن: ۸۸۹۷۳۶۵۳ - (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

در طول ۳۰ سال اخیر، سی تی اسکن به ابزاری اجتناب ناپذیر برای تشخیص و درمان بیماریها تبدیل شده است. اشکال عمده روش مذکور این است که طبق گزارش^۱ ICRP در مقایسه با دیگر روشهای تصویربرداری با استفاده از اشعه ایکس، دوز تابشی نسبتاً بالایی دارد [۲۱]. با توجه به این که استفاده از تصویربرداری سی تی اسکن به مرور گسترش زیادی پیدا کرد و نمونه‌های اولیه اسکنرهای سی تی دارای تجهیزات پیچیده و زمان اسکن طولانی بودند، لذا در سالهای بعد اسکنرهایی با قابلیت اسکن سریع ساخته شدند که بتوانند پاسخگوی نیازها باشند. با گسترش و پیشرفت اسکنرهای سی تی لازم است که متخصصین فیزیک پزشکی در ایمنی و استفاده کارآمد از این ابزار تصویربرداری قدرتمند همکاری بیشتری نمایند [۳ و ۴].

گزارش کمیته علمی سازمان ملل متحد^۲ در زمینه اثرات تابش اتمی در مورد اکسپوزر پرتو، بیان می‌کند که توموگرافی کامپیوتری تنها تشکیل دهنده ۵ درصد از معاینات رادیولوژیکی است ولی تقریباً ۳۴ درصد از دوز مجموع در انگلیس را به خود اختصاص می‌دهد. سالانه بیش از ۶۰۰،۰۰۰ اسکن از شکم و سر در کودکان زیر ۱۵ سال انجام می‌گیرد، در حالیکه ۵۰۰ نفر از آنها نهایتاً به خاطر سرطان مرتبط با اکسپوزر با توموگرافی کامپیوتری فوت می‌کنند [۲]. احتمال سرطان در طولانی مدت به سبب اسکن‌های سی تی، حایز اهمیت به نظر می‌رسد. ریسک متوسط برای سرطان حاصل از پرتو در جمعیت عام، ۵ درصد در هر سیورت است. کودکان ۲-۳ برابر در خطر بیشتری نسبت به بزرگسالان هستند (به میزان ۱۵ درصد در هر سیورت) و برای افراد بالای ۵۰ سال، این خطر ۱/۱۰ تا ۱/۱۰۰ احتمال جوانان است [۵].

ضریب دوزیمتری تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری^۳ (CTDI) پارامتری است که در تصویربرداری تشخیصی استفاده شده است تا دوز متوسطی که هنگام آزمایشات تشخیصی به بیمار داده می‌شود را تخمین بزند، واحد آن میلی‌گری است. پارامتر نام برده شده علاوه بر تابش اولیه و ثانویه از یک تک اسلایس، تابش پراکنده از اسلایسهای مجاور را نیز جمع می‌کند. به عنوان مثال بافت در اسلایس پنجم علاوه بر تابش اولیه و پراکنده حاصل از آن، دوز تابش پراکنده حاصل از اسلایسهای چهارم و ششم، به میزان کمتری هم از اسلایسهای سوم و هفتم و به همین ترتیب را دریافت خواهد کرد [۶ و ۷]. از موارد کاربردهای CTDI می‌توان به عنوان قسمتی از روش تضمین کیفیت و آزمون قبولی اسکنرها که دوز رسیده به بیمار را تخمین می‌زند اشاره کرد و نیز جهت ارزیابی هندسه و شرایط پرتودهی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۸ و ۹]. شایان ذکر است که CTDI به کارایی تیوب، پهنای برش، هندسه و فاکتورهای کیفیت باریکه وابسته است [۱۰].

اما با فراتر رفتن تکنولوژی توموگرافی کامپیوتری از اسکنرهای محوری و مارپیچی به سمت ساخت آشکارسازهای مولتی اسلایس با همسوسازه بیشتر، اتاقکهای یونیزاسیون سی تی استاندارد موجود دیگر نمی‌توانند به طور صحیح کل پروفایل دوز پهنای اسلایس^۴ (SWDP)، نمایشی از دوز برای پهنای اسلایس بر حسب تابعی از مکان در طول خطی عمود بر صفحه ترانس آکسیال است) را اندازه بگیرند، پس دوز را کمتر از حد برآورد می‌کنند. همچنین مطرح شده است که چنین اندازه‌گیری، دوز را حدود ۲۰ درصد در مرکز فانتوم تنه و حدود ۱۰ درصد در مرکز فانتوم سر برای پهنای اسمی باریکه ۲۰ میلیمتر در اسکنر مولتی اسلایس کمتر از حد تخمین خواهد زد [۸ و ۱۰-۱۲].

³ Computed Tomography Dose Index

⁴ Single Width Dose Profile

¹ International Commission on Radiological Protection

² The United Nations Scientific Committee

پلیمر ژل دوزیمتری در سی تی

باشد. علاوه بر موارد اشاره شده، صحت و دقت دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC در اندازه گیری پارامتر CTDI تعیین گردیده است. نظر به اینکه تاکنون مطالعه‌ای در ایران بر روی این پارامتر بر روی کنترل کیفی صورت نگرفته است این مطالعه ضرورت دارد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- ساخت فانتوم

جهت انجام آزمایشات، نخست فانتوم مورد نیاز طراحی و ساخته شد. هندسه فانتوم طراحی ساخته شده معادل فانتوم استاندارد CTDI با دیواره‌ای از جنس پلکسی‌گلاس به ضخامت ۲ میلی‌متر با قطر ۱۶ سانتیمتر و ارتفاع ۱۵ سانتیمتر بود. درون آن، یک حفره مرکزی به قطر ۶ سانتیمتر و ارتفاع ۱۰ سانتیمتر جهت قرار گرفتن استوانه حاوی ژل و نیز هشت حفره در اطراف آن برای قرارگیری لوله‌های فالتون حاوی ژل از جنس پلاستیک (لوله‌های کالیبراسیون) به ضخامت ۱ میلی‌متر، قطر ۱۵ میلی‌متر و ارتفاع ۱۲۰ میلی‌متر وجود داشت. شکل ۱ و ۲ به ترتیب نمای شماتیک و فوتوگرافیک از فانتوم طراحی شده را نشان می‌دهند.

ژل دوزیمترها گروهی از دوزیمترهای شیمیایی هستند که دارای مزایایی از قبیل معادل بافت بودن، داشتن قدرت تفکیک بالا، نگهداشتن اطلاعات دوز به طور سه بعدی، تعیین پروفایل دوز و CTDI هستند و نیز این امکان وجود دارد که در هر ترکیب و اندازه فانتوم، حتی در فانتوم انسان گونه، مورد استفاده قرار گیرند [۶ و ۱۳]. آنها تغییرات T_2 (زمان به سکون رسیدن عرضی) یا $R_2(1/T_2)$ حاصل از تابش را به دوز جذبی ربط می‌دهند [۸].

هیل و همکاران در سال ۲۰۰۵ برای اولین بار پلیمر ژل را جهت تست پذیرش سی تی اسکنر ماریپیچی مورد استفاده قرار دادند و با اتاقک یونیزاسیون مقایسه کردند. آنها به این نتیجه رسیدند که پلیمر ژل دوزیمتر یک ابزار مفید جهت تعیین CTDI و توزیع دوز برای اسکنر سی تی است [۸]. در سال ۲۰۰۶، سرابی پور و همکاران اقدام به اندازه‌گیری پهنای پروفایل دوز (SWDP) در هنگام تست پذیرش اسکنر سی تی نمود و با سی تی اسکنر اپتیکی ارزیابی کرد [۱۳]. هیل و همکاران در سال ۲۰۰۸ اثر تغییر پارامترهایی نظیر کیلوولت، میلی‌آمپر ثانیه و ضخامت اسمی برش در CTDI در سی تی اسکنر مولتی‌اسلایس را مورد بررسی قرار دادند. آنها به این نتیجه رسیدند که با افزایش کیلوولت و میلی‌آمپر ثانیه، CTDI افزایش و با افزایش ضخامت برش پارامتر مذکور کاهش پیدا می‌کند [۱۴].

هدف از مطالعه حاضر کنترل کیفی دستگاه ۶۴ اسلایس (حداکثر پهنای باریکه ۴۰ میلی‌متر) با استفاده از پلیمر ژل دوزیمتر جهت اندازه‌گیری $CTDI_{100,c}$ است. از اهداف دیگر این مطالعه اندازه‌گیری دوز رسیده به فانتوم به ازای هر چرخش سی تی و نیز پروفایل دوز با استفاده از ژل پلیمر MAGIC^۱ در سیستم مذکور و مقایسه $CTDI_{100,c}$ بدست آمده از ژل با اتاقک یونیزاسیون در اسکنر سی تی مذکور می-

شکل ۱- نمای شماتیک از داخل فانتوم

^۱ Methacrylic and Ascorbic acid in Gelatin initiated by a Copper

می‌شود تا در حین گرم شدن داخل بشر نیز هم زده شود و ژلاتین کاملاً حل شود. هنگامیکه دما تقریباً به ۵۰ درجه سانتی‌گراد رسید، یک گرم هیدروکینون در ۲۴ میلی‌لیتر آب دو بار تقطیر شده حل شده و به محلول آب و ژلاتین افزوده می‌شود. سپس محلول فوق تا دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد سرد می‌شود. آنگاه ۰/۱۷۶ گرم اسید اسکوربیک حل شده در ۲۵ میلی‌لیتر آب دو بار تقطیر شده و ۰/۰۱ گرم سولفات مس حل شده در ۱۵ میلی‌لیتر آب دو بار تقطیر و ۴۵ گرم متاآکریلیک اسید به محلول اضافه می‌شود و دوباره محلول را هم زده تا بطور کاملاً یکنواخت حل گردد. ژل پلیمر بعد از ساخته شدن در ظرف استوانه‌ای و لوله‌های فالکن ریخته و در یخچال قرار داده می‌شوند (دمای ۴ درجه سانتی‌گراد).

هنگامیکه ژل ساخته شد، حتماً باید دور از اکسیژن قرار گیرد، زیرا اکسیژن به عنوان جاذب رادیکالهای آزاد است و مانع پلیمریزاسیون می‌شود. حتی اگر مقدار اندکی اکسیژن در مخلوط ژل حضور داشته باشد، ژل دوزیمتری نمی‌تواند موثر واقع گردد. با آنکه در ژل MAGIC جاذب اکسیژن وجود دارد که بتواند اکسیژن موجود در زمان تهیه ژل را از بین ببرد، اما باید از بسته بودن درب ظرفها اطمینان حاصل نمود تا از ورود اکسیژن به درون محفظه ژل جلوگیری شود. نکته دیگر این است که دوزیمتر ژل پلیمر باید دور از منابع نوری به خصوص نور خورشید در هنگام ساخت، نگهداری قرار گیرد. زیرا ژلها قبل از اینکه تابشی را دریافت نمایند، پلیمریزاسیون حاصل از نور را آغاز می‌کنند. در نتیجه از حساسیت ژل کاسته می‌شود [۱۹،۱۸].

۲-۳- پرتودهی

۲-۳-۱- پرتودهی با استفاده از سی‌تی اسکنر مولتی-

اسلایس از فانتوم حاوی ژل پلیمر نورموکسیک

MAGIC

دستگاه ۶۴ اسلایس واقع در بیمارستان امام خمینی با نام تجاری LightSpeed VCT Volume CT Scanner



شکل ۲- تصویر فوتوگرافیک از فانتوم

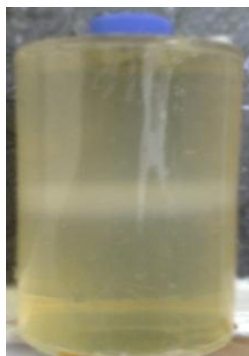
۲-۲- تهیه دوزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک MAGIC

در این مطالعه ژل پلیمر نورموکسیک MAGIC، مطابق مواد و روش شرح داده شده در مقاله فانگ [۱۵] ساخته شد که ترکیبات آن در جدول ۱ آورده شده است. عبارت نورموکسیک به این واقعیت اشاره دارد که این ژلها می‌توانند در شرایط جوی نرمال ساخته شوند [۱۷،۱۶].

جدول ۱- مواد لازم جهت تهیه ۵۰۰ گرم ژل MAGIC ۴/۵ درصد [۱۵]

نام مواد	میزان
ژلاتین (۳۰۰ bloom)	۴۰ گرم
متاآکریلیک اسید	۴۵ گرم
اسید اسکوربیک	۰/۱۷۶ گرم
سولفات مس ۵ آب	۰/۰۱ گرم
هیدروکینون	۱ گرم
آب دو بار تقطیر شده	۴۱۸ گرم

نخست ۵۰۰ گرم ژل پلیمر MAGIC ۴/۵٪ (یعنی ۴/۵ درصد وزن آن از متاآکریلیک اسید تشکیل شده است) تهیه گردید. بدین ترتیب که ابتدا مواد مورد نیاز مطابق با جدول ۱-۲ وزن می‌شوند. سپس ۳۵۰ میلی‌لیتر آب دو بار تقطیر شده را در یک بشر مناسب ریخته، ۴۰ گرم ژلاتین به آن اضافه می‌گردد تا به مدت ۱۰ دقیقه داخل آب خیس بخورد. آنگاه محلول مذکور روی همزن مغناطیسی هیتردار قرار داده



شکل ۴- کدر شدن حاصل از پلیمریزه شدن ژل بعد از تابش

۲-۳-۲- تابش دهی اتاقلک یونیزاسیون سی تی با استفاده از

اسکنر مولتی اسلایس

فانتوم سر استاندارد سی تی (PMMA, PolyMethyl MethAcrylate) که استوانه‌ای به قطر ۱۶ سانتیمتر و ارتفاع ۱۵ سانتیمتر بود روی تخت قرار گرفت. اتاقلک یونیزاسیون سی تی، داخل حفره مرکزی فانتوم گذاشته شد، به طوری که وسط اتاقلک مذکور در محل برش اشعه ایکس واقع شود. آنگاه با همان شرایط که ژلها تابش شدند از دوزیمتر مذکور یک اسکن گرفته شد. نتیجه حاصله که بر حسب Rcm است (منظور از سانتیمتر ناحیه‌ای از اتاقلک که تحت تابش قرار گرفته است) از طریق Palm سیستم باراکودا نمایش داده شد. به علت خطی بودن پاسخ اتاقلک یونیزاسیون، در کل ۴ اندازه‌گیری (۱، ۲، ۴ و ۸ برش) مطابق با پروتکل اشاره شده انجام گرفت.

۲-۴- تصویرگیری MRI از فانتوم حاوی ژل پلیمر

نورموکسیک MAGIC (روش ارزیابی)

دوزیمترهای ژل پلیمری، پس از پرتو دهی اطلاعات فضایی را در خود نگه می‌دارند و می‌توانند از طریق اسکنر MRI قابل مشاهده شوند. اسکنرهای مورد استفاده، شامل یک اسکنر MRI ۱/۵ تسلا (Magnetom Symphony, Siemens Medical solutions, Erlangen, Germany) و همچنین اسکنر MRI ۱/۵ تسلا مدل Avanto جهت قرائت پاسخ ژل بوده است. استوانه و لوله-

(General Electric Healthcare Technology, USA) مورد استفاده قرار گرفت. نخست استوانه و لوله‌های پلاستیکی فالکن حاوی ژل دوزیمتر MAGIC به ترتیب در مرکز و حول فانتوم طراحی شده قرار داده شدند. سپس فانتوم پر از آب شد. آنگاه فانتوم مذکور جهت پرتو دهی به صورت عمود بر صفحه تابش اشعه ایکس روی تخت قرار گرفت (شکل ۳). ۱۵۹ برش با استفاده از مد آکسیال سی تی اسکنر مولتی اسلایس و بدون حرکت تخت از قسمت مرکزی ظرف استوانه حاوی ژل گرفته شد، به طوری که هر اسکن با شرایط ۱۲۰ کیلوولت پیک، ۲۰۰ میلی آمپر، زمان چرخش ۲ ثانیه برای دو ضخامت برش متغیر ۱۰ و ۴۰ میلیمتری انجام گرفت. لازم به ذکر است که در کل ۸ لوله وجود داشت که یکی از آنها به عنوان شاهد در نظر گرفته شد (اصلاً تحت تابش قرار نگرفت). ۶ لوله دیگر به ترتیب ۲۵، ۵۰، ۷۵، ۱۰۰، ۱۲۵، ۱۵۰ و ۱۵۹ برش داده شد. بعد از تابش فانتوم (شکل ۴) و لوله های حاوی ژل دوباره در یخچال قرار داده شد (به مدت ۲۴ ساعت) که بر طبق مطالعات سایرین [۱۶ و ۲۰] این زمان حداقل باید ۱۲ ساعت باشد.



شکل ۳- نحوه قرار گرفتن فانتوم در داخل گانتری اسکنر سی تی

۲-۶- بدست آوردن $CTDI_{100,C}$

۲-۶-۱- بدست آوردن $CTDI_{100,C}$ از ژل نورموکسیک MAGIC

در ابتدا تصاویر پایه مقطع کروئال یا ساژیتال که با MRI گرفته شد، به کامپیوتر منتقل گشت و در محیط MATLAB با نرم افزار نوشته شده مورد ارزیابی قرار گرفت. همانطور که اشاره شد نرم افزار مذکور قادر است از تصاویر پایه پارامتر R_2 را محاسبه نماید. به منظور نسبت دادن تغییرات آهنگ R_2 به دوز جذبی، کالیبراسیون غیر مستقیم از دوزیمتر ژل پلیمری با بکار گرفتن اتاقک یونیزاسیون صورت گرفت. یعنی مقادیر R_2 بدست آمده از مقطع مذکور با استفاده از این منحنی به مقادیر دوز جذبی مربوطه تبدیل شد و به ازاء هر فاصله، مقدار دوز جذبی بدست آمد. در نتیجه با این روش پروفایل دوز حاصل شد. جهت انتگرال گرفتن از پروفایل دوز دو نرم افزار SciTE و xplot مورد استفاده قرار گرفت. با انتگرال گرفتن از پروفایل مذکور در محدوده ± 50 میلیمتر و تقسیم نمودن به ضخامت اسمی برش (حاصل ضرب تعداد برشهای توموگرافیک که به طور همزمان در یک چرخش تیوب اشعه ایکس تصویرگیری شده است در پهنای مربوط به یک برش توموگرافیک در امتداد محور طولی Z)، شاخص $CTDI_{100,C}$ در سی تی اسکنر مولتی اسلایس بدست آمد.

۲-۶-۲- بدست آوردن $CTDI_{100,C}$ در اتاقک یونیزاسیون سی تی

همانطور که اشاره شد پس از پرتودهی، قرائت اتاقک یونیزاسیون برحسب Rcm می باشد. $CTDI_{100,C}$ برای اتاقک یونیزاسیون متصل شده به سیستم باراکودا با استفاده از رابطه زیر بدست می آید:

$$CTDI_{100,C} = (\text{Measured dose}/T) \quad (2)$$

که در آن T ضخامت اسمی برش برحسب سانتیمتر است با استفاده از فاکتور تبدیل بین رونتگن و گری که در رابطه ۱ آمده است به مقدار گری تبدیل شد. اما، جهت بدست آوردن

های حاوی ژل، دوباره در مرکز و اطراف فانتوم قرار داده شدند، به طوریکه آنها دقیقاً در همان محلی قرار گرفتند که تحت تابش اسکنر سی تی قرار گرفته بودند. سپس فانتوم با آب پر شد. جهت ارزیابی ژلها از طریق MRI، تکنیک اکوی چند گانه استفاده شد. به این صورت که همه ظروف حاوی ژل با استفاده از کویل سر اسکن شدند و تصاویر T_2 -Weighted از مقطع کروئال و آکسیال با استفاده از توالی پالس ۳۲ اسپین - اکو با پروتکل $TR=2000ms$; $TE=20$; $640ms$; $NEX = 1$; با ضخامت ۲ میلیمتر به دست آمد.

۲-۵- بدست آوردن منحنی کالیبراسیون

به منظور نسبت دادن تغییرات آهنگ R_2 به دوز جذبی در دوزیمتر ژل پلیمری، کالیبراسیون غیرمستقیم با استفاده از اتاقک یونیزاسیون صورت گرفت، زیرا، میزان دوز در سی تی اسکن برخلاف رادیوتراپی مشخص نیست که بتوانیم به طور مستقیم از ژل جهت کالیبراسیون استفاده کنیم. روش اندازه-گیری دوز با استفاده از اتاقک یونیزان در قسمت ۲-۳-۲- بیان شد. فاکتور تبدیل بین رونتگن (R) و گری (Gy) به صورت رابطه زیر است:

$$Gy = 0.877 \times 10^{-2} \times (\mu/\rho)_{PMMA} / (\mu/\rho)_{air} R \quad (1)$$

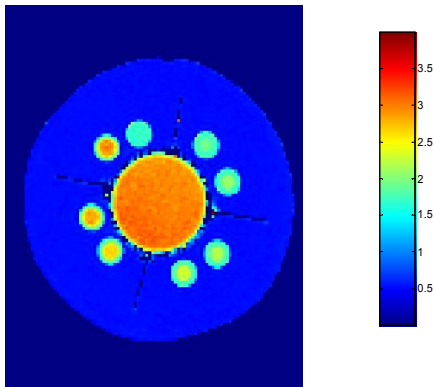
لازم به ذکر است که همه ضرایب تضعیف از سایت NIST استفاده شد.

تصاویر پایه مقطع آکسیال نیز که با MRI گرفته شد، به کامپیوتر منتقل گشت و با استفاده از نرم افزار نوشته شده در MATLAB مورد ارزیابی قرار گرفت. نرم افزار مذکور قادر است از تصاویر بدست آمده پارامتر R_2 را محاسبه نماید. آهنگ استراحت عرضی بر اساس ناحیه مورد نظر در مرکز لوله ها بدست آمد. سپس با داشتن مقادیر R_2 محاسبه شده از مقاطع آکسیال MRI و نیز دوز بدست آمده با اتاقک یونیزاسیون، منحنی کالیبراسیون استخراج گردید.

پلیمر ژل دوزیمتری در سی تی

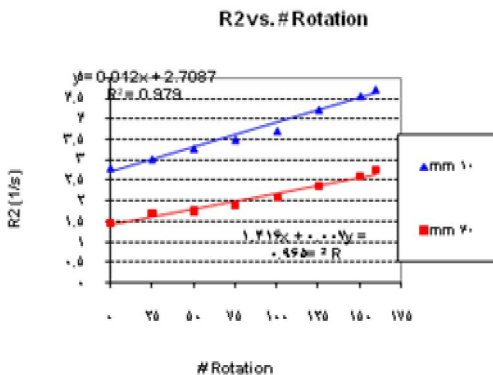
۲-۳- اندازه‌گیری R₂ برحسب تعداد چرخشها با استفاده از دوزیمتر ژل پلیمر نورموکسیک MAGIC

با استفاده از تصاویر پایه^۱ حاصل از MRI و نیز برنامه نوشته شده که در محیط MATLAB قابل اجرا است، تصاویر نقشه R₂(R₂-map) بدست آمده است. شکل ۶ نشان دهنده R₂-map حاصل از مقطع آکسیال است.



شکل ۶- تصویر R₂-map حاصل از مقطع آکسیال

مقادیر R₂ برحسب تعداد چرخش برای دوزیمتر ژل MAGIC برای دو آزمایشهای ۱۰ و ۴۰ میلیتر ترسیم شد (شکل ۷). معادله بدست آمده از آن این امکان را می‌دهد که به ازاء هر تعداد چرخش برای ضخامت ۱۰ و ۴۰ میلیتر، مقدار R₂ بدست آید.



شکل ۷- R₂ به ازاء تعداد برشهای سی تی با شرایط ۴۰ میلی‌آمپر ثانیه و ۱۲۰ کیلوولت پیک برای ضخامت ۱۰ و ۴۰ میلیتر

درصد اختلاف CTDI_{100,c} بدست آمده از اتاقک یونیزاسیون با ژل، به فاکتور تبدیل در بافت نرم نیاز است. زیرا ژل دوزیمتر و آب هر دو معادل بافت نرم در نظر گرفته شده‌اند. بدین منظور اتاقک یونیزاسیون از طریق رابطه؛

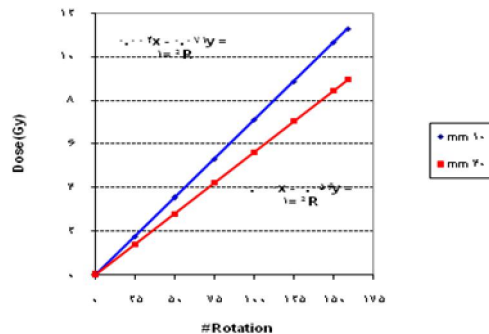
$$\text{Dose}_{\text{Soft Tissue}} / \text{Dose}_{\text{PMMA}} = (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{Soft Tissue}} / (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{PMMA}} \quad (3)$$

جهت تبدیل اکسپوزر بدست آمده به دوز داده شده به بافت نرم، برای انرژی موثر ۷۰ کیلوالکترون ولت مورد استفاده قرار می‌گیرد. انرژی موثر در ۱۲۰ کیلوولت پیک به صورت ۶۰ تا ۷۰ کیلوالکترون ولت داده شده است [۲۱].

۳- نتایج

۱-۳- اندازه‌گیری دوز برحسب تعداد چرخش در سی تی با استفاده از اتاقک یونیزاسیون

دوز سی تی با یک اتاقک یونیزاسیون ۱۰۰ میلیتر که به طور تجاری در دسترس است، در مرکز فانتوم CTDI استاندارد معادل سر از جنس آکرلیک به قطر ۱۶ سانتیمتر جهت محاسبه CTDI_{100,C} مطابق با پروتکل ذکر شده در قسمت مواد و روشها، اندازه‌گیری شد. در کل چهار اندازه‌گیری با استفاده از دوزیمتر مذکور انجام شد. برای تعداد چرخش بیشتر از طریق برون‌یابی داده‌ها بدست آمد و در شکل ۵ نشان داده شد.



شکل ۵- دوز اندازه‌گیری شده برحسب تعداد چرخش در سی تی با شرایط ۴۰ میلی‌آمپر ثانیه و ۱۲۰ کیلوولت پیک برای ضخامت ۱۰ و ۴۰ میلیتر

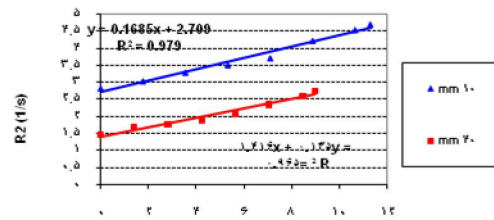
¹ base image

۳-۳- بدست آوردن منحنی کالیبراسیون دوز - R₂

با داشتن R₂ محاسبه شده حاصل از دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC از مقاطع آکسیال و نیز دوز بدست آمده از اتاقک یونیزاسیون، منحنی کالیبراسیون را برای دو ضخامت ذکر شده خواهیم داشت (شکل ۸).

نمودار R₂ - دوز

R₂ (1/s) vs. Dose (Gy)



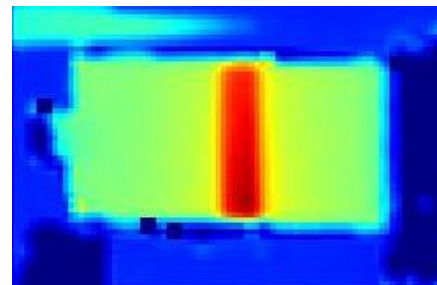
Dose (Gy)

شکل ۸- نمودار کالیبراسیون با شرایط ۴۰۰ میلی آمپر ثانیه و ۱۲۰ کیلوولت پیک برای ضخامت ۱۰ و ۴۰ میلیمتر

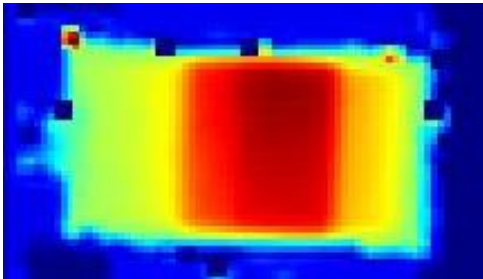
۳-۴- بدست آوردن پروفایل دوز با استفاده از

MAGIC دوزیمتر ژل پلیمر

از مقطع کروئال تصاویر MRI استفاده نموده تا مقادیر R₂ در جهت طول استوانه بر حسب طول با استفاده از نرم افزار در محیط MATLAB بدست آید. این مقادیر را از طریق معادله حاصل از کالیبراسیون، به مقادیر دوز تبدیل نموده تا بتوان در امتداد طول استوانه مقادیر دوز (پروفایل دوز) را بدست آورد. در شکل ۹، a و b به ترتیب مقطع کروئال برای ضخامت برش ۱۰ و ۴۰ میلیمتر را نشان می دهد.



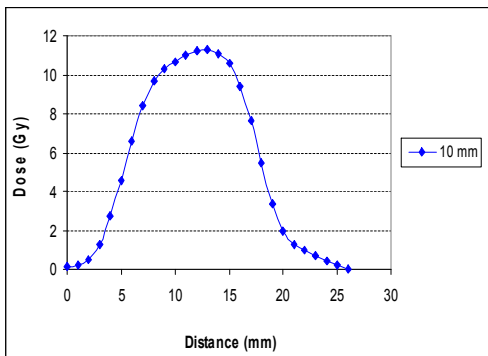
(الف)



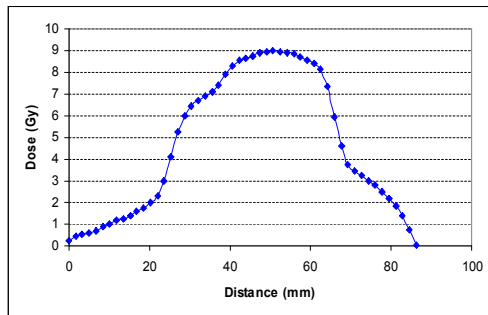
(ب)

شکل ۹- الف و ب، تصویر R₂-map حاصل از مقطع کروئال به ترتیب برای ضخامت برش ۱۰ و ۴۰ میلیمتر

در شکل ۱۰، a و b به ترتیب پروفایلهای دوز را برای سه آزمایش با ضخامت اسمی ۱۰ میلیمتری و یک آزمایش با ضخامت اسمی ۴۰ میلیمتری را نشان می دهد.



(الف)



(ب)

شکل ۱۰- پروفایل دوز با شرایط ۴۰۰ میلی آمپر ثانیه و ۱۲۰ کیلوولت پیک برای ضخامت ۱۰ و ۴۰ میلیمتر

صورت شیب منحنی R_2 - دوز تعریف می‌شود، $\pm 0/004$ بر ثانیه بر گری با خطای نسبی $2/38$ درصد بود.

۴- بحث

سی تی اسکن به عنوان ابزار مهم در رادیولوژی تشخیصی است که استفاده از آن در کلینیک رشد چشمگیری داشته است و تصاویری با کیفیت بالا ولی با دوزهای نسبتاً بزرگ فراهم می‌نماید. به دلیل پراکندگی، پرتوهای اشعه ایکس اولیه به ناحیه‌ای که توسط کلیماتور مشخص می‌شود، محدود نمی‌شود. یعنی دوز قابل توجهی به بافتهای اطراف خارج از ناحیه مورد نظر می‌رساند. پس به علت پراکندگی، واگرایی باریکه و بهره‌وری محدود کلیماتور، بافتهای مجاور نیز تابش را دریافت می‌کنند. افزایش استفاده از سی تی اسکن در کلینیک و نیز بالا بودن دوز نسبی رسیده به بیمار، باعث می‌شود که دوزیمتری در سی تی نقش مهمی داشته باشد و ضروری است که دوزهای سی تی را برای بیماران ارزیابی و بهینه نمود.

به منظور تعیین $CTDI_{100,c}$ ، نیاز به اندازه‌گیری دوز با استفاده از اتاقک یونیزاسیون 100 میلیمتر است. به علت پاسخ خطی اتاقک یونیزاسیون، چهار اندازه‌گیری انجام گرفت و نیز می‌توان پاسخ آن را برای تعداد چرخش بیشتر از طریق برون‌یابی داده‌ها بدست آورد که در شکل ۵ نشان داده شده بود. جهت اندازه‌گیری پارامتر مذکور و نیز کالیبراسیون غیرمستقیم فقط دوز ناحیه مرکزی مورد نیاز است، زیرا مطابق مطالعات سایرین برای نواحی آناتومیکی کوچکتر نظیر سر، دوزهای سطح و مرکز تقریباً مشابه یکدیگرند [۲۲ و ۲۳]. در جریان آزمایشات دریافتیم که اعمال مستقیم داده‌های کالیبراسیون، جهت تبدیل داده‌های تصویر R_2 به دوز، کاملاً صحیح نیست و داده‌های کالیبراسیون باید شاخص‌بندی^۱ شده

۳-۵- اندازه‌گیری $CTDI_{100,c}$ با استفاده از اتاقک یونیزاسیون و دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC

$CTDI$ با انتگرال گرفتن از سطح زیر پروفایل دوز و تقسیم نمودن بر ضخامت اسمی برش بدست می‌آید. همانطور که اشاره شد منحنی کالیبراسیون برای دوز در فانتوم آکرلیک است و سپس به دوز در بافت نرم تبدیل می‌شود. همچنین جدول ۲ نشان دهنده $CTDI_{100,c}$ نرمالیزه شده به 100 میلی آمپر ثانیه برای اتاقک یونیزاسیون و دوزیمتر ژل MAGIC، به علاوه درصد اختلاف دو نوع دوزیمتر نام برده شده برای آزمایشات مذکور است.

جدول ۲- $CTDI_{100,c}$ نرمالایز شده برای ژل MAGIC و اتاقک یونیزاسیون در بافت نرم و نیز درصد اختلاف این دو نوع دوزیمتر با شرایط 400 میلی‌آمپر ثانیه و 120 کیلوولت پیک

درصد اختلاف این دو نوع دوزیمتر	$CTDI_{100,c}$ دوزیمتر اتاقک یونیزاسیون در بافت نرم برحسب میلی گری / 100 میلی‌آمپر ثانیه	$CTDI_{100,c}$ دوزیمتر ژل پلیمر در بافت نرم برحسب میلی گری / 100 میلی‌آمپر ثانیه	ضخامت اسمی برش (میلیمتر)
$28/71 \pm 4/94$	$21/05 \pm 0/93$	$27/09 \pm 1/04$	۱۰
$14/03$	$17/10 \pm 0/06$	۱۹/۵۰	۴۰

۳-۶- دقت، صحت و حساسیت دوزیمتر ژل پلیمر MAGIC

دقت، صحت و حساسیت ژل برای سه آزمایش با ضخامت برش 10 میلیمتری محاسبه شد. دقت یا تکرارپذیری به صورت میانگین و انحراف معیار اندازه‌گیریهای $CTDI$ بدست آمده با استفاده از ژل بیان می‌شود که $27/09 \pm 1/04$ با خطای نسبی $3/84$ درصد بود. صحت ژل اختلاف مقدار $CTDI$ بدست آمده از ژل با اتاقک یونیزاسیون، به طور متوسط $28/71$ درصد بدست آمد و حساسیت ژل که به

¹ Rescaling

و مقدار R_2 زمینه تغییر داده شود [۲۴-۲۶]. به علت این که استوانه و لوله‌های کالیبراسیون از نظر قطر با هم اختلاف دارند، در نتیجه مقادیر R_2 در دوز یکسان برای آنها متفاوت است. بدین منظور روش **rescaling** مورد استفاده قرار گرفت، یعنی ماکزیمم R_2 حاصل از استوانه به مقدار ماکزیمم R_2 لوله‌ها نرمالیزه گردید.

دقت یا تکرارپذیری به صورت میانگین و انحراف معیار اندازه‌گیریهای CTDI بدست آمده با استفاده از ژل بیان می‌شود که $1/04 \pm 27/09$ با خطای نسبی $3/84$ درصد است. عواملی که می‌تواند در نتایج بدست آمده برای دقت اندازه‌گیری با ژل تاثیر بگذارد شامل خطا در وزن کردن و تغییر دما هنگام ساخت ژل، تغییرات تصادفی در دما، رسیدن دوز و اشتباه قراردادن لوله‌های کالیبراسیون هنگام پرتودهی و نیز وجود نویز در تصویربرداری MRI است. از جمله عواملی که می‌تواند در نتایج بدست آمده برای دقت اندازه‌گیری با ژل در این مطالعه تاثیر بگذارد می‌توان به تغییر دما، تغییرات تصادفی در رسیدن دوز و نیز وجود نویز اشاره کرد. صحت ژل به صورت اختلاف مقدار CTDI بدست آمده از ژل با اتافک یونیزاسیون است. این اختلاف به طور متوسط $28/71$ درصد است. عوامل دیگری نیز بر صحت اندازه‌گیری با ژل تاثیر می‌گذارد که باعث کاهش صحت ژل می‌شود که شامل؛ از دست رفتن یکپارچگی فضایی (نتیجه نفوذ اکسیژن در دوزیمتر ژلی) و ناپایداری شیمیایی (بر شیب نمودار یا محل تقاطع نمودار دوز و R_2 اثر می‌گذارد) هنگام ساخت ژل است. دی‌دین و همکاران دو نوع ناپایداری پس از پرتودهی (یعنی مدت زمان بین تابش ژل و تصویربرداری) را تعیین کردند. تداوم پلیمری شدن، به سبب وجود رادیکالها با عمر طولانی، باعث انتشار فرآیند پلیمریزاسیون می‌شود. بالداک و همکاران نیز مشاهده کردند که مونومرها تا دوازده ساعت پس از پرتودهی، مورد مصرف قرار می‌گیرند و این

ناپایداری تغییر در شیب منحنی دوز- R_2 را ایجاد می‌کند. دوازده ساعت پس از پرتودهی، تغییر شیب تثبیت می‌شود. بنابراین اگر ژلهای پلیمری حداقل دوازده ساعت پس از پرتودهی تصویربرداری شوند، خطای سیماتیک حاصل از این اثر حداقل می‌شود. ناپایداری دیگر فرآیند ژلاتینی شدن طولانی مدت ژلاتین است. آنها دریافتند که در فرآیند مذکور (مثلا سی روز) ژلاتین در دمای کمتر از 35 درجه سانتی‌گراد بر عرض از مبدا R_2 و منحنی پاسخ دوز (یعنی $R_2(0)$) تاثیر می‌گذارد. ژلاتینی شدن ابتدا بسیار سریع است (در اولین دقایق محلول که پایین 35 درجه سانتی‌گراد است) ولی پس از این فاز سرعت آن کندتر می‌شود و هیچگاه کاملا به تعادل نمی‌رسد. روش جایگزین برای جبران این ناپایداریها، اسکن کردن ژل و لوله‌های کالیبراسیون به همراه یکدیگر است. برای این منظور در این مطالعه ژل و لوله‌های کالیبراسیون به همراه یکدیگر اسکن شدند. خطای مربوط به اشتباه قراردادن لوله‌های کالیبراسیون (خطا در دوز جذبی)، اثر دیواره، وابستگی به دما هنگام پرتودهی و نیز وابسته بودن به دمای اسکن و آرتیفکتهای تصویربرداری (مربوط به اسکنر یا خود دوزیمتر) هنگام تصویربرداری با MRI نیز در صحت اندازه‌گیری با ژل تاثیر می‌گذارد [۲۰ و ۲۷ و ۲۸]. از جمله عواملی که می‌تواند در نتایج بدست آمده برای صحت اندازه‌گیری با ژل در این مطالعه تاثیر بگذارد می‌توان به از دست رفتن یکپارچگی فضایی، اثر دیواره، وابستگی به دما و نیز وجود آرتیفکتهای اشاره کرد.

هیل پارامتر $CTDI_{100,c}$ را در سی‌تی اسکنر اسپیرال با شرایط 140 کیلوولت پیک، 400 میلی‌آمپر ثانیه و ضخامت برش $5-2$ و 8 میلی‌متر با استفاده از اتافک یونیزاسیون و دوزیمتر ژل MAGIC در آب حساب کرد و درصد اختلاف $CTDI_{100,c}$ را برای دو دوزیمتر مذکور $17 \pm$ گزارش کرد. شایان ذکر است که بطریهای 390 میلی‌لیتر را بکار برد. در

ضخامت برشهای بیشتر از اعداد بدست آمده در ضخامت برشهای کوچکتر کمتر شد.

۵- نتیجه گیری

نتایج این مطالعه مبین آن بود که اتاقلک یونیزاسیون ۱۰۰ میلیمتر استاندارد، وسیله قابل اعتمادی برای اندازه گیری CTDI برای باریکه های پهن نمی باشد. اندازه گیریهایی که با استفاده از پلیمر ژل دوزیمتر MAGIC به منظور تعیین CTDI و پروفایل دوز در اسکنر سی تی با باریکه پهن تر انجام گرفت، روشن ساخت که می توانند بعنوان مکمل روشهای رایج اندازه گیری دوز باشند و نیز برای حل مشکل اندازه گیری CTDI₁₀₀ در سی تی اسکنرهای مولتی-اسلایس با باریکه های پهن بکار رود.

۶- تشکر و قدردانی

از همکاری معاونت پژوهشی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی تهران، مرکز تصویربرداری نور تهران و مرکز تصویربرداری بابک تهران کمال تشکر و قدردانی بعمل می آید.

این مطالعه نیز مشابه کار حاضر، CTDI اندازه گیری شده با استفاده از ژل در ضخامت برشهای بالای دو میلیمتر، بیشتر از اعداد بدست آمده با اتاقلک یونیزاسیون بود. دلیل تفاوت درصد اختلاف بدست آمده در این مطالعه و کار هیل جای بحث دارد، اما، احتمالاً می تواند تحت تاثیر عواملی نظیر اثر دیواره، وابستگی به دما هنگام پرتو دهی و نیز وابسته بودن به دمای اسکن و آرتیفکتهای تصویربرداری هنگام تصویربرداری با MRI باشد که با انجام آزمایشات بیشتر این امکان وجود دارد تا منابع خطا را یافت و برطرف کرد. حساسیت ژل به صورت شیب منحنی R₂-دوز تعریف می شود و جهت مقایسه فرمول ژلهای متفاوت بکار می رود که در آزمایش هیل و همکاران ۰/۰۰۱ ± ۰/۳۹ بر ثانیه بر گری و در این مطالعه به اندازه ۰/۰۰۴ ± ۰/۱۶۸ بر ثانیه بر گری با خطای نسبی ۲/۳۸ درصد است. نوع مواد نیز ممکن است در این اختلاف شیب تاثیر بگذارد. در آزمایش دیگر با شرایط ۱۳۵ کیلوولت پیک، ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه و ضخامت برش ۲، ۴، ۸، ۱۲، ۱۶، ۲۴ و ۳۲ میلیمتر CTDI_{100,c} را در فانتوم به قطر ۱۶ سانتیمتر اندازه گیری کرد. در مطالعه حاضر نیز مشابه کار مذکور، CTDI اندازه گیری شده با استفاده از ژل در

منابع

1. Shrimpton P C. Assessment of Patient Dose in CT", Restricted – Commercial Contract Report, EC Contract No. FIGM-CT-2000-20078, Deliverable No. D5 (Work Package 5), NRPB-PE/1/2004.
2. Aweda M A, Arogundade R A. Patient dose reduction methods in computerized tomography procedures: A review, IJPS 2007; 2 (1): 1-9.
3. McCollough C H. CT accreditation program: Image quality and dose measurements. Med Phys 2000. 27. 838-44.
4. Boone J M. The trouble with CTDI. Med Phys 2007; 34 (4): 1364-71.
5. Learning Management Suite, Radiological Society Of North America (<http://lms.rsna.org>)
6. Jerrold T, Bushberg J, Seibert A, Edwin M, Leidholdt JR, Boone J M. The essential physics of medical imaging. Lippincott Williams & Wilkins, USA 2002.
7. Baxter P, Jirasek A, Hilts M. X-ray CT dose in normoxic polyacrylamide gel dosimetry. Med Phys 2007; 34 (6): 1934-43.
8. Hill B, Venning A J, Baldock C. A preliminary study of the novel application of normoxic polymer gel dosimeters for the measurement of CTDI on diagnostic x-ray CT scanners. Med Phys 2005; 32 (6): 1589-97.

9. Huda W. Dose and image quality. How does the choice of kilovoltage affect patient dose, scattered radiation, and image quality in CT examinations? *Pediatric Radiology* 2004; 34 (2): 185.
10. Bauhs J A, Vrieze T J, Primak A N, Bruesewitz M R, McCollough G H. CT dosimetry: Comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics* 2008; 28 (1): 245-53.
11. Karlsson H. Development and evaluation of a new detector and software for measurements of CT dose profile, CTDI and CT tube current variation. Thesis for the Degree of Master Of Science in Engineering 2004.
12. Dixona R L. A new look at CT dose measurement: Beyond CTDI. *Med Phys* 2003; 30 (6): 1272-80.
13. Sarabipour S, Bosi S, Hill B, Baldock C. A preliminary study of the measurement of slice-width dose profiles (SWDP) on diagnostic x-ray CT scanners using PAGAT polymer gel dosimeters with optical CT read-out. *JPCS* 2006; 56: 280-82.
14. Hill B, Venning A J, Baldock C. Polymer gel dosimetry on a multislice computed tomography scanner: Effect of changing parameters on CTDI. *Med Phys* 2008; 24 (3): 1-10.
15. Fong P M. Polymer gels for magnetic resonance imaging of radiation dose distributions at normal room atmosphere. *Phys Med Biol* 2001; 46 (12): 3105-13.
16. Subramanian B, Ravindran P B, Baldock C. Optimization of the imaging protocol of an X-ray CT scanner for evaluation of normoxic polymer gel dosimeters. *Med Phys* 2006; 31(2): 72-7.
17. De Deene Y, Venning A, Healy C B J, Baldock C. Dose-response stability and integrity of the dose distribution of various polymer gel dosimeters. *Phys Med Biol* 2002; 47(14): 2459-70.
18. Hurley C. The development of normoxic polymer gel dosimetry using high resolution MRI. Thesis submitted at the Queensland University of Technology, in the school of Physical and Chemical Sciences, in fulfillment of the requirements of the Doctor of Philosophy 2006.
19. Geoffrey S I. Application of gel dosimetry. *JPCS* 2004; 3: 58-77.
20. Jirasek A. Experimental investigation of polymer gel dosimeters. *JPCS* 2006; 56: 23-34.
21. Nickoloff E L, Dutta A K, Lu Z F. Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Med Phys* 2003; 30 (3): 395-402.
22. Goldman L W. Principles of CT: Radiation dose and image quality. *JNMT* 2007; 35 (4): 213-25.
23. McNitt-Gray M F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; 22(6): 1541-53.
24. Low D A, Dempsey J F, Venkatesan R, Mutic S, Markman J, Mark Haacke E, Purdy J A. Evaluation of polymer gels and MRI as a 3-D dosimeter for intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys* 1999; 26(8): 1542-51.
25. MacDougall N D, Miquel M E, Keevil S F. Effects of phantom volume and shape on the accuracy of MRI BANG gel dosimetry using BANG3. *BJR* 2008; 81: 46-50.
26. Watanabe Y, Akimitsu T, Hirokawa Y, Mooij R B, Perera G M. Evaluation of dose delivery accuracy of Gamma Knife by polymer gel dosimetry. *J Appl Clin. Med Phys* 2005; 6(3): 133-42.
27. De Deene Y. On the accuracy and precision of gel dosimetry. *JPCS* 2006; 56: 72-85.
28. De Deene Y, Hanselaer P, Wagter C De, Achten E, Neve W De. An investigation of the chemical stability of a monomer/polymer gel dosimeter. *Phys Med Biol* 2000; 45: 859-78.