

دوز سی تی اسکن کودکان و شاخصه های کنترل کیفی

## ارزیابی دوز سی تی اسکن کودکان در روشهای معمول و شاخصه های کنترل کیفی در یک سیستم سی تی اسکن

توفیق صادقیانی<sup>۱</sup>، بیژن هاشمی ملایری<sup>۲\*</sup>، حسن هاشمی<sup>۳</sup>، علی اکبر شرفی<sup>۴</sup>

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۳- استادیار مرکز تصویر برداری بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران.

۴- دانشیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۴/۱۱/۱۵

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۴/۸/۲۲

### چکیده

**مقدمه:** امروزه، توموگرافی کامپیوتری (CT) یکی از روشهای مدرن تصویر برداری پزشکی است که با استفاده از اشعه ایکس تصاویری مقطعی از بدن با کیفیت بالا ارائه می کند. از طرف دیگر متاسفانه سی تی اسکن یکی از مهمترین منابع دریافت دوز تجمعی بیماران در اکثر جوامع امروزه به شمار می رود. میزان دوز دریافتی از آزمایشهای سی تی اسکن نزدیک به سطوح افزایش دهنده احتمال سرطان است. کودکان نسبت به بزرگسالان از حساسیت پرتوی بالا تری برخوردارند و حدود شش درصد از آزمایشات سی تی اسکن در کل دنیا بر روی کودکان انجام می شود. با روشهای کنترل کیفی می توان به طور دوره ای عملکرد اسکنرهای سی تی اسکن را بررسی و در جهت بالا بردن کیفیت تصویر و کاهش دوز بیمار و پرتو کار عمل کرد. هدف از این تحقیق برآورد دوز موثر کودکان زیر دو سال ناشی از آزمایشات معمول سی تی اسکن در یک مرکز تصویر برداری همراه با ارزیابی پارامترهای کنترل کیفی بوده است.

**مواد و روشها:** مقادیر شاخص دوز سی تی اسکن (CTDI) در مرکز چرخش یک دستگاه سی تی اسکن با استفاده از اتاقک یونیزاسیون قلمی و همچنین TLD در یک اسکن منفرد برای چند پروتکل معمول در آزمایشهای سی تی اسکن بر روی کودکان اندازه گیری شد. با بدست آوردن مقادیر CTDI مقادیر دوز موثر با استفاده از نرم افزار ImPACT برای هر پروتکل بدست آمد.

**نتایج:** مقادیر دوز موثر حاصل در پروتکل های انجام شده در محدوده ای از ۲/۰۵ الی ۲۱/۴۵ میلی سیورت برای کودک مونث و ۲/۰۵ الی ۱۵/۷ میلی سیورت برای کودک مذکر بدست آمد. مقادیر CTDI در فانتومهای استاندارد کنترل کیفی سر و تنه نیز با استفاده از اتاقک یونیزاسیون قلمی به دست آمد. مقدار CTDI<sub>w</sub> برای فانتوم سر ۲۰/۶۷±۲/۰۱ و برای فانتوم تنه ۱۱/۱۳±۱/۰۴ میلی گری به ازای ۱۰۰ میلی آمپر ثانیه به دست آمد. تحقیق حاضر همچنین شامل برآورد پارامترهای کنترل کیفی دستگاه بود که از آن جمله می توان به برآورد نویز، کالیبره بودن اعداد CT، رزولوشن کنتراست بالا و پایین، مسطح بودن تصویر اشاره کرد. طبق برآورد اعداد سی تی اسکن دستگاه کالیبره نیست و این اعداد به قطر مریض و ضخامت مقطع انتخاب شده بستگی دارند. اسکنر تصویر مسطح با نویز پایین ایجاد میکند رزولوشن کنتراست بالا و پایین دستگاه به ترتیب ۰/۸ و ۱ میلی متر برآورد شد. همچنین مقدار overlap و gap اسکنر در حد قابل قبول است.

**بحث و نتیجه گیری:** مقادیر دوز بدست آمده کمتر از مقادیر گزارش شده در هلند و آلمان و در حد مقادیر گزارش شده در انگلیس است. مقادیر CTDI<sub>w</sub> بدست آمده حدود ۱۱ درصد از مقادیر گزارش شده توسط ImPACT بالاتر است. با اینکه مقادیر دوز برآورد شده در حد مقادیر سایر کشورها بود و لیکن اندازه گیری پارامترهای کنترل کیفی حاکی از کالیبره نبودن و غیر یکنواختی اعداد CT است. با کالیبره کردن مناسب اعداد سی تی اسکن، اسکنر مورد بررسی می توان از یک سو تا حدودی به بالا بردن کیفیت تصویر کمک کرد و از سوی دیگر با امکان کاهش میلی آمپر ثانیه در نهایت دوز بیمار را کاهش داد که می تواند گامی در راستای اصل ALARA در حفاظت پرتوی باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۸، پاییز ۸۴: ۳۱-۴۴)

**واژگان کلیدی:** سی تی اسکن، دوز موثر، شاخص دوز سی تی اسکن، کنترل کیفی، کودکان

1- Computed Tomography Dose Index  
2- Thermoluminescent Dosimeter

\* نویسنده مسؤول: بیژن هاشمی ملایری

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

Bijanhashemi@yahoo.com

تلفن: ۸۸۰۱۱۰۰۱ - ۹۸ (۰۲۱)

نمبر: ۸۸۰۰۶۵۴۴ - ۹۸ (۰۲۱)

## ۱- مقدمه

امروزه ایده ها و اصول فیزیک از یک ترمومتر ساده گرفته تا پیشرفته ترین روش های تصویر برداری از قبیل سی تی اسکن، MRI و PET به کمک پزشکان آمده اند و ابزارهای قدرتمندی را برای آنان فراهم کرده اند. کشف اشعه ایکس در سال ۱۸۹۵ توسط رونتگن انقلابی در دنیای پزشکی ایجاد کرد و روشی غیر تهاجمی را برای دیدن اعضاء داخلی بدن فراهم کرد. سی تی اسکن در سال ۱۹۷۲ برای تصویربرداری پزشکی معرفی شد و تا کنون پیشرفتهای زیادی در دو جنبه تکنیکی و کلینیکی داشته است [۱]. روش تصویر برداری سی تی اسکن تصاویر مقطعی تشریحی از بدن را بر اساس کاهش تابش ایکس بازسازی می کند. مزیت روش تشخیصی سی تی اسکن در مقایسه با رادیولوژی معمولی حذف برهم نهش ساختارهای مختلف است. روش تصویر برداری سی تی اسکن تصاویری با کیفیت بالا مخصوصا در بافتهای نرم با کنتراست پایین ارائه می کند [۲]. متأسفانه با وجود این مزایا، آزمایشات سی تی اسکن بالاترین دوز تابشی ناشی از اشعه ایکس تشخیصی را به بیمار می تاباند [۳]. در سال ۱۹۸۹ NRPB<sup>۱</sup> گزارش کرد که ۲۰ درصد از دوز جمععی ملی انگلیس ناشی از کلیه آزمایشات پزشکی با اشعه ایکس به تنهایی توسط سی تی اسکن است، در حالی که آزمایشات سی تی اسکن تنها دو درصد از کل این آزمایشات را تشکیل می دهد. به دنبال افزایش تعداد اسکنرهای سی تی اسکن در انگلیس ورشد ابزارهای تکنیکی، تحقیقات بعدی نشان داد که سهم سی تی اسکن در مقدار دوز جمععی به ۴۰ درصد افزایش یافته است [۱]. همچنین NRPB پیش بینی می کند که این مقدار در سال ۲۰۰۹ به ۸۰ درصد افزایش یابد [۳].

UNSCEAR<sup>۲</sup> در سال ۲۰۰۰ گزارش کرد که آزمایشات سی تی اسکن در کل دنیا پنج درصد از کل آزمایشات اشعه ایکس پزشکی را تشکیل می دهد و ۲۴ درصد از دوز جمععی را ایجاد می کند [۱]. دوز جذبی در بافتها در سی تی اسکن بالاترین دوز مشاهده شده در روشهای رادیولوژی تشخیصی است (۱۰۰-۱۰ میلی گری) و این دوزها اغلب نزدیک یا بیشتر از سطوح دوز افزایش دهنده احتمال سرطان هستند [۱].

طبق گزارش UNSCEAR در سال ۲۰۰۰، سالانه حدود ۹۳ میلیون آزمایش سی تی اسکن در کل جهان انجام می شود که حدود شش درصد این آزمایشات بر روی کودکان صفرالی ۱۵ ساله انجام می شود [۱]. در یک تحقیق اخیر در آمریکا در سال ۲۰۰۰ گزارش شد که ۱۱ درصد از آزمایشات سی تی اسکن در این کشور بر روی کودکان زیر ۱۵ سال انجام می شود و اکثر بیماران بیشتر از دو بار در یک روز اسکن شده اند [۱].

به دلیل عمر طولانی تر کودکان احتمال ظهور اثرات مضر تابشهای یونیزان در آنها افزایش می یابد. به علاوه کودکان نسبت به لوسمی تا دو برابر نسبت به بزرگسالان حساس تر هستند [۴]. وریسک ایجاد سرطان در آنها بیشتر [۵] و حساسیت پرتوی آنها بیشتر از بزرگسالان است [۶]. یکی از عوامل مهم و موثر در میزان دوز دریافتی بیمار از آزمایشهای سی تی اسکن اندازه ی بیمار تحت آزمایش است. کودکان زیر ۱۰ کیلوگرم خیلی کوچک تر از افراد بزرگسال با وزن متوسط ۷۰ کیلوگرم هستند. این اختلاف در اندازه و همچنین تفاوت در انتخاب فاکتورهای تکنیکی رادیو گرافیک اثر مهمی بر نتیجه دوز

2 - United Nation Scientific Committee on the Effect of Atomic Radiation

1 - National Radiological Protection Board

دوز سی تی اسکن کودکان و شاخصه های کنترل کیفی

## ۲-مواد و روشها

### ۲-۱-اسکنرسی تی اسکن

تمامی اندازه گیری های دوزیمتری در مرکز تصویر برداری بیمارستان امام خمینی تهران و بر روی یک اسکنر نسل سوم مدل Xvision/Ex ساخت شرکت توشیبا، با قابلیت اسکن ماریچی<sup>۲</sup>، بدست آمده است.

### ۲-۲-دستگاه دوزیمتری

از یک دستگاه دوزیمتری مولتی متر ساخت شرکت Unfors کشور سوئد مدل ۴۱۲ جهت کالیبره کردن TLD ها و قرائت دوز دستگاه رادیولوژی استفاده شده است. این دستگاه می تواند مقادیر دوز را در محدوده ای از ۱۰ میکروگری الی ۹۹۹۹ میلی گری و مقادیر کیلو ولتاژ را در محدوده ای از ۵۰ الی ۱۵۰ کیلوولت پیک اندازه گیری کند. این دستگاه همچنین آهنگ دوز و زمان اکسپوزر دستگاه را مشخص می کند و می تواند کیلو ولت دستگاه سی تی اسکن را با قدرت تفکیک معادل ۰/۱ کیلو ولت و عدم صحتی تا ۲ درصد اندازه گیری کند. همچنین عدم صحت این دوزیمتر در اندازه گیری دوز کمتر از ۵ درصد است. بستگی دوز این دوزیمتر به تابش پراکنده کمتر از یک درصد است [۸].

### ۲-۳-دوزیمترهای ترمولومینسانس (TLD)

در این تحقیق از ۱۰۰ عدد TLD از نوع LiF:Mg,Ti مکعبی به ابعاد ۳/۲×۳/۲×۰/۹ میلی متر و با نام تجاری TLD-100 ساخت شرکت Harshaw استفاده شده است. این نوع دوزیمترها دارای آستانه ی آشکارسازی پایین (۱۰ میکرو گری) و معادل بافت هستند. بر اساس پروتکل پیشنهادی شرکت سازنده، تمامی TLD ها ابتدا به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۸۰ درجه و سپس به مدت یک ساعت در دمای ۴۰۰ درجه

دریافتی بیمار خواهد داشت [۶]. بنابراین این نیاز به وجود آمد که مقادیر دوز موثر کودکان در پروتکل های معمول در یک مرکز تصویربرداری سی تی اسکن برآورد و با مقادیر گزارش شده توسط دیگران مقایسه شود. دوزیمترهای نوع TLD و اتافکهای یونیزاسیون عمومی ترین وسایل اندازه گیری دوز در سی تی اسکن هستند. اتافک ها عموماً دارای طول فعالی معادل ۱۰۰ میلی متر هستند [۷]. بر طبق توصیه سازمان دارو و غذای آمریکا (FDA)<sup>۱</sup> می توان کمیت CTDI را با این دوزیمترها اندازه گیری و با استفاده از این کمیت دوز موثر را محاسبه کرد. علاوه بر این روشهای کنترل کیفی به عنوان برنامه ای تعریف می شود که به کمک آنها می توان به طور دوره ای عملکرد اسکنر سی تی اسکن را بررسی و آنرا با برخی از استانداردها مقایسه کرد. اگر عملکرد سی تی اسکن بهینه نباشد در جهت رفع مشکل اقداماتی باید انجام شود. هدف یک برنامه کنترل کیفی این است که اطمینان یابیم تصاویر ایجاد شده به وسیله اسکنر سی تی اسکن تصاویری با کیفیت است. تصاویر با کیفیت بالا بیشترین اطلاعات را برای رادیولوژیست فراهم می کنند و شانس تشخیص صحیح را بالا می برند و نهایتاً در کیفیت مراقبت از بیمار نقش دارند [۱]. اهداف دیگر برنامه های کنترل کیفی سی تی اسکن کاهش اکسپوزر تابشی به بیمار و کارکنان، کاهش هزینه، بهبود سرویس تصویر برداری و جلوگیری از استهلاک بیش از حد دستگاه می باشد [۷].

<sup>2</sup> - Spiral/helical

<sup>1</sup> - Food and Drug Administration

نسبت به هم قرار دارند. فانتوم تنه دارای قطر ۳۲ سانتی متر و طول ۱۵ سانتی متر است و در آن نیز ۵ سوراخ مشابه با فانتوم سر جهت قرار دادن دوزیمتر تعبیه شده اند. هر فانتوم به طور جداگانه بر روی تخت بیمار قرار داده شد و با ضخامت مقاطعی معادل ۱۰ میلیمتر، ۳ میلیمتر و ۵ میلیمتر اسکن شد، به طوری که صفحه ی اسکن عمود بر وسط فانتوم می شد. در هر اسکن ولتاژ ۱۲۰ کیلوولت، شدت جریان ۲۰۰ میلی آمپر و زمان یک ثانیه استفاده شده است. این فانتوم ها با همکاری و مساعدت مرکز تحقیقات و فناوری علوم در پزشکی بیمارستان امام خمینی تهران ساخته شدند. (شکل ۱)



شکل ۱- فانتوم های ساخته شده ی استاندارد سروتنه دوزیمتری سی تی اسکن

## ۲-۵- اتافک یونیزاسیون قلمی و الکترومتر

اتافک یونیزاسیون مخصوص سی تی اسکن استفاده شده در این تحقیق دارای قطر خارجی ۹/۰ سانتی متر و طول ۱۵ سانتی متر است و در دامنه ۷۰ الی ۱۵۰ کیلو ولت عمل می کند و ساخت شرکت PTW آلمان است. جهت قرائت مقدار یونیزاسیون، این اتافک به یک الکترومتر متصل می شود. الکترومتر به کار برده شده در این تحقیق از نوع UNIDOS® ساخت شرکت PTW آلمان است. این الکترومتر مقادیر اندازه گیری دوز، آهنگ دوز، بار و جریان را اندازه می گیرد .

سانتیگراد آماده سازی<sup>۱</sup> شدند و سپس توسط یک دستگاه رادیولوژی ساخت شرکت واتسون و با بکارگیری یک دوزیمتر Unfors کالیبره شدند. یک قرائتگر TLD مدل ۳۵۰۰ ساخت شرکت Harshaw برای خواندن TLD ها مورد استفاده قرار گرفت. این قرائتگر دارای یک سیستم قابل برنامه ریزی گرمایی و یک لوله تقویت کننده نوری<sup>۲</sup> با امکانات الکترونیکی جهت اندازه گیری نور خروجی TLD است. این قرائتگر به یک رایانه پتیوم ۲، که نرم افزار WinREMS<sup>۳</sup> بر روی آن نصب شده، متصل است. این نرم افزار شامل یک سری از برنامه ها و پایگاههای داده است که مستقیماً با قرائتگر ۳۵۰۰ عمل می کند. این نرم افزار داده های دوزیمتری را از قرائتگر دریافت، بازیابی، پردازش و ذخیره و داده های خروجی را به شکل معنی داری ارائه و همچنین منحنی درخشندگی را برای هر قرائت رسم می کند و انتگرال کل ناحیه زیر منحنی را بر حسب نانو کولن محاسبه کرده و نمایش می دهد [۹].

## ۲-۴- فانتوم های استاندارد سر و تنه دوزیمتری سی تی اسکن

از دو فانتوم استاندارد دوزیمتری سی تی اسکن سر و تنه از جنس پرسپکس، که بر اساس توصیه ی FDA طراحی و ساخته شدند، استفاده شده است. فانتوم سر به قطر ۱۶ سانتی متر و طول ۱۵ سانتی متر است که در آن ۵ سوراخ به قطر تقریباً ۱۰ سانتی متر و موازی با محور چرخش دستگاه برای قرار دادن TLD ویا اتافک یونیزاسون قلمی تعبیه شده اند. یکی از سوراخها (سوراخ مرکزی) در طول محور مرکزی فانتوم است و چهار سوراخ دیگر (سوراخهای سطحی) در فاصله ۱ سانتی متر از سطح بیرونی فانتوم، حول سوراخ مرکزی و در زاویه ۹۰ درجه

1- aneal

2- photo multiplier tube

3- Windows Radiation Evaluation and Management System

دوز سی تی اسکن کودکان و شاخصه های کنترل کیفی

مجاور با هم جمع می شدند و طول تصویر جدید نیز اندازه گیری و میزان gap یا overlap مشخص می شد.

## ۷-۲- روش بدست آوردن منحنی های دوز پروفایل

برای بدست آوردن منحنی های دوز پروفایل سی تی اسکن از یک لوله ی استوانه ای پلاستیکی استفاده شد. از این لوله برای قرار دادن TLD استفاده می شد، بدین صورت که ۳۰ میلی متر آن انتخاب و مرکز آن مشخص می شد. سپس TLD ها در داخل آن قرار داده می شدند. با توجه به محدود بودن تعداد TLD های مورد استفاده از پلاستیک هایی<sup>۲</sup> به ضخامت ۱/۵ میلی متر استفاده شد، که در بین TLD های کناری قرار داده می شدند. در این صورت امکان داشت که تعداد ۱۷ عدد TLD و ۱۰ عدد پلاستیک را مطابق شکل ۲ در فاصله ی مورد نظر چید. در قسمت مرکزی فاصله ی دو TLD مجاور به اندازه ی ضخامت TLD بود و در قسمت های کناری ضخامت پلاستیک نیز افزوده می شد. پس از قرار دان لوله ی حاوی TLD در مرکز چرخش دستگاه در هوای آزاد و تابش آنها در یک اسکن منفرد و قرائت آنها و بدست آوردن دوز آنها با استفاده از معادلات کالیبراسیون و تصحیح منحنی دوز پروفایل بدست می آمد.



شکل ۲- نحوه قرار گرفتن TLD ها و پلاستیک ها در لوله استوانه ای

که در آن SW ضخامت مقطع<sup>۳</sup> و  $D(z)$  تابع دوز بر حسب فاصله است. این انتگرال با استفاده از اتاقک یا آرایه ای از TLD محاسبه می شود [۷]. برای بدست آوردن ابتدا اتاقک قلمی در مرکز دستگاه سی تی اسکن قرار داده می شد و

## ۸-۲- روش برآورد دوز

CTDI کمیته است که طور به وسیع برای توصیف دوز سی تی اسکن استفاده می شود و بنا به توصیه ی Shop(1982) و Spokas(1982) طبق رابطه ی ۱ تعریف می شود.

$$CTDI = \frac{1}{SW} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (1)$$

- 1- pitch  
2- spacer  
3 - slice width

بزرگسال با استفاده از فانتوم ریاضی نرم افزار و بر اساس گزارش SR250 NRPB تعیین شد. ناحیه ی لگن در فانتوم ریاضی صفر الی ۱۳ سانتی متر، ناحیه ی شکم ۱۳ الی ۴۴ سانتی متر، ناحیه ی قفسه سینه ۴۴ الی ۶۸/۵ سانتی متر، ناحیه ی گوش ۸۱/۵ الی ۸۸ سانتی متر، ناحیه ی سینوس های پاراناژال ۸۳ الی ۸۸ سانتی متر و ناحیه ی مغز ۸۱ الی ۹۳ سانتی متر در نظر گرفته شد. جهت محاسبه ی دوز موثر کودکان زیر یک سال مقادیر دوز موثر محاسبه شده توسط نرم افزار بنا به توصیه ی ImPACT در ضرایبی ضرب شدند. مقادیر دوز موثر بدست آمده در پروتکل های سر در ضریب ۲/۲، مقادیر پروتکل قفسه سینه در ضریب ۱/۶ و مقادیر پروتکل های شکم و لگن در ضریب ۱/۶۵ ضرب شدند [۱۰].

### ۳- نتایج

جدول ۱-۳ مشخصات پروتکل های انجام شده در این تحقیق را نشان می دهد. در پروتکل های سر از پیچ یک استفاده شده است که شبیه حالت اسکن معمولی است در پروتکل های قفسه سینه، شکم و لگن مقادیر کیلوولتاژ و میلی آمپر ثانیه برابر است.

دستگاه برای پروتکل مورد نظر برای یک اسکن منفرد برنامه ریزی و اتاقک در معرض تابش قرار گرفت و مقدار بار یونیزه شده توسط الکترومتر جمع آوری و مقدار بار توسط خود دستگاه در ضریب کالیبراسیون ( $7.176 \times 10^6 \text{ Gy} \cdot \text{cm} / \text{coloumi}$ ) ضرب می شد و مقدار دوز را بر حسب میلی گری در سانتی متر قرائت می کرد، این مقدار باید در ضریب تصحیح دما و فشار نیز ضرب می شد مقدار بدست آمده در نهایت بر ضخامت مقطع تقسیم می شد تا مقدار CTDI بر حسب میلی گری بدست آید. این کار برای هر پروتکل سه بار تکرار می شد، رابطه ۲ روش بدست آوردن CTDI را نشان می دهد:

$$CTDI(mGy) = Reading(mGy \cdot cm) \times \left( \frac{P_o}{P} \times \frac{T}{T_o} \right) \times SW(cm) \quad (2)$$

که در این رابطه P, T به ترتیب مقادیر دما و فشار بر حسب کلون و میلی متر جیوه در شرایط آزمایش و  $P_o, T_o$  مقادیر دما و فشار در شرایط کالیبراسیون هستند. SW ضخامت مقطع برای هر پروتکل است. مقادیر CTDI بدست آمده از اتاقک همراه با پارامتر های هر پروتکل و مشخصات دستگاه در نرم افزار ImPACT<sup>۱</sup> قرار داده و نواحی اسکن برای میانگین یک فرد

جدول ۱- پارامترها و مشخصات پروتکل های تصویر برداری انجام شده

Sw	mAs	kV	BI*(mm)	pitch	تعداد مقطع	قدرت تفکیک	ناحیه ی اسکن	پروتکل
۵	۲۲۵	۱۲۰	۵	۱	۱۳	متوسط استاندارد	سوراخ ماگنوم تا ورتکس مغز	مغز
۲	۲۴۰	۱۲۰	۲	۱	۱۷	متوسط استاندارد	کف سینوس ماگزینا تا آخر سینوس فرونتال	سینوسهای پاراناژال
۲	۳۴۰	۱۲۰	۲	۱	۱۵	بالا	سوراخ ماگنوم تا آخر پتروس	گوش
۱۰	۲۲۵	۱۲۰	۱۳	۱/۳	۳۲	متوسط استاندارد	قله ریه تا اخر قفسه سینه	قفسه سینه
۱۰	۲۲۵	۱۲۰	۱۳	۱/۳	۳۵	متوسط استاندارد	بالای دیافراگم تا کمرست ایلیاک	شکم
۱۰	۲۲۵	۱۲۰	۱۰	۱	۱۳	متوسط استاندارد	کمرست ایلیاک تا سمفیز پوبیس	لگن

\* BI: Bed Index

دوز سی تی اسکن کودکان و شاخصه های کنترل کیفی

دما و فشار و استفاده از رابطه ی ۲ مقدار آن محاسبه می شد. جدول ۲ مقادیر CTDI و مقادیر طبیعی سازی شده ی آن را در هوای آزاد نشان می دهد.

بیشترین مقدار CTDI مربوط به پروتکل گوش با مقدار ۱۱۰/۹ میلی گری و کمترین مقدار مربوط به پروتکل های قفسه سینه، شکم و لگن با مقدار ۶۴/۶ میلی گری بدست آمد.

### ۱-۳- نتایج دوزیمتری

#### ۱-۱-۳- مقادیر حاصل CTDI در هوای آزاد

در این تحقیق مقادیر CTDI در هوای آزاد برای یک اسکن منفرد با استفاده از اتاقک یونیزاسیون قلمی برای شش پروتکل مختلف کودکان زیر دو سال بدست آمد. برای بدست آوردن CTDI اتاقک در مرکز چرخش دستگاه قرار داده و با شاخصه های هر پروتکل در معرض تابش قرار می گرفت و پس از اعمال ضریب

جدول ۲- مقادیر CTDI بدست آمده در هوا برای پروتکل های مختلف در مقایسه با مقادیر محاسبه شده با نرم افزار ImPACT

مقادیر CTDI(mGy)	مقادیر $\frac{CTDI}{100mAs}$		پروتکل
	مقادیر ImPACT	این تحقیق	
این تحقیق	این تحقیق	این تحقیق	
۶۵/۹ ± ۰/۱	۲۵/۶	۲۹/۳ ± ۰/۰۴	مغز
۱۰۴/۱ ± ۰/۷	۲۵/۶	۴۳/۴ ± ۰/۰۳	سینوسهای پارانازال
۱۱۰/۹ ± ۰/۱۲	۲۵/۶	۳۲/۶ ± ۰/۰۴	گوش
۶۴/۶ ± ۰/۰۰	۲۲	۲۸/۷ ± ۰	قفسه سینه
۶۴/۶ ± ۰/۰۰	۲۲	۲۸/۷ ± ۰	شکم
۶۴/۶ ± ۰/۰۰	۲۲	۲۸/۷ ± ۰	لگن

#### ۱-۲-۳- مقادیر دوز موثر بدست آمده

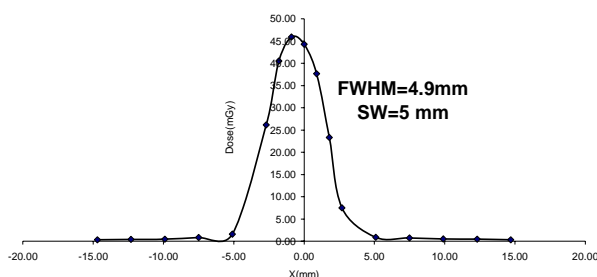
ImPACT مقادیر دوز موثر بدست آمده در ضرایبی ضرب شدند. جدول ۳ مقادیر دوز موثر بدست آمده در پروتکل های انجام شده برای کودک مونث و مذکر را در مقایسه با مقادیر گروه ImPACT نشان می دهد. بیشترین مقدار دوز موثر در پروتکل شکم برای کودک مذکر و مونث بدست آمد.

برای بدست آوردن دوز موثر مقادیر CTDI همراه با سایر مشخصات هر پروتکل در نرم افزار ImPACT قرار داده شد و پس از تعریف نواحی اسکن با استفاده از فانتوم ریاضی NRPB مقادیر دوز ارگانها و دوز موثر برای بزرگسالان بدست آمد. برای بدست آوردن دوز موثر کودکان طبق توصیه

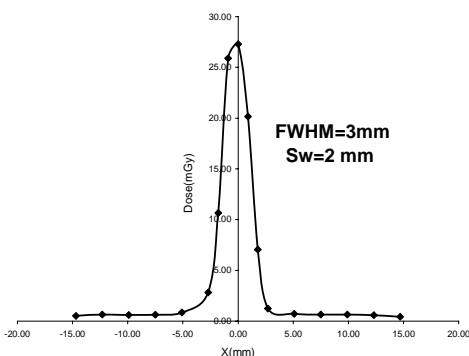
جدول ۳- مقادیر دوز موثر بدست آمده در مقایسه با مقادیر محاسبه شده با نرم افزار ImPACT

پروتکل						
لگن	شکم	قفسه سینه	گوش	سینوسهای پاراناژال	مغز	
۸/۷۵	۲۱/۴۵	۱۵/۳۶	۲/۶۴	۲/۰۵	۲/۴	دوز موثر کودک زیر دو سال مونث این تحقیق (mSv)
۷/۹۲	۱۵/۷	۱۵/۳۶	۲/۶۴	۲/۰۵	۲/۴	دوز موثر کودک زیر دو سال مذکر این تحقیق (mSv)
۱۶/۵	۱۶/۵	۱۲/۶	۴/۴	۴/۴	۴/۴	دوز موثر کودک: ImPACT (mSv)

### ۳-۱-۳- منحنی های دوز پروفایل



شکل ۳- دوز پروفایل پروتکل مغز



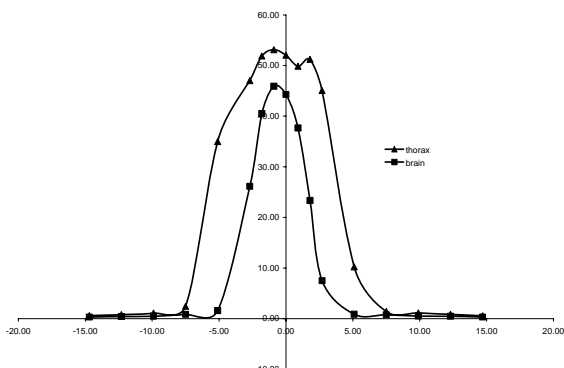
شکل ۴- دوز پروفایل پروتکل سینوسهای پاراناژال

لوله استوانه ای حاوی ۱۷ عدد TLD در مرکز چرخش دستگاه و موازی با محور آن در هوای آزاد قرار داده شدند به طوری که TLD نهم در محل تقاطع بیم های لیزری دستگاه قرار می گرفت و پس از یک اسکن منفرد و مراحل بعدی قرائت و محاسبه، منحنی دوز پروفایلها با استفاده از نرم افزار اکسل<sup>۱</sup> بدست آمدند. شکل های ۳ تا ۶ منحنی های دوز پروفایل را برای یک اسکن منفرد در پروتکل های مغز، سینوسهای پاراناژال، گوش و قفسه سینه را نشان می دهند که با استفاده از آرایه ی TLD در لوله ی استوانه ای در هوای آزاد و در مرکز چرخش دستگاه بدست آمده اند. مقادیر<sup>۲</sup> FWHM با استفاده از این دوز پروفایل ها بدست آمده اند. مقادیر بدست آمده در ضخامتهای بالا به ضخامت مقطع اسمی نزدیک هستند اما در ضخامتهای مقطع پایین اختلاف بیشتر است.

1 - Excel  
2 - Full Width at Half Maximum

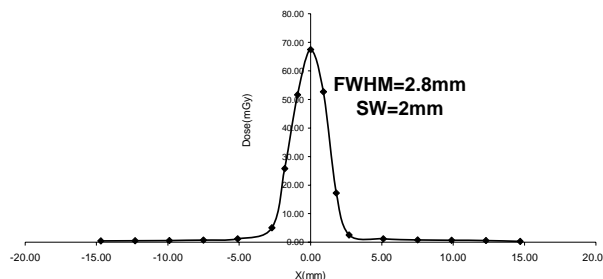


دوز سی تی اسکن کودکان و شاخصه های کنترل کیفی



شکل ۷- انطباق دوز پروفایل های مغز و قفسه سینه با ضخامت های مقطع ۵

و ۱۰ میلیمتر



شکل ۵- دوز پروفایل پروتکل گوش

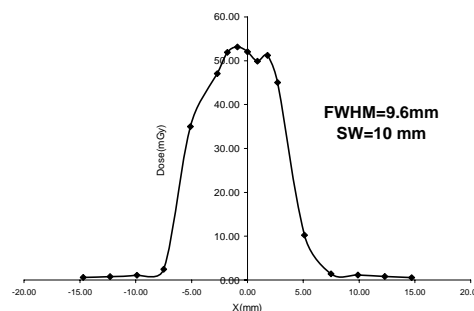
### ۲-۳- نتایج کنترل کیفی

#### ۲-۳-۱- مقادیر CTDI در فانتوم های دوزیمتری CT

پس از قرار دادن اتاقک در سوراخ های مرکزی و سطحی فانتوم های دوزیمتری و تابش به فانتوم ها مقادیر CTDI با استفاده از معادله ۲ بدست آمد. لازم به ذکر است که در هر تابش سایر سوراخها با میله هایی از جنس فانتوم پر می شدند جدول ۲ مقادیر CTDI را برای موقعیت های سطحی و مرکزی فانتوم های سر و تنه را نشان می دهد برای هر فانتوم مقادیر ۱۲۰ کیلو ولت و ۲۰۰ میلی آمپر ثانیه انتخاب شده است و فقط ضخامت مقطع تغییر کرده است.

مقادیر CTDI<sub>w</sub> بر اساس مطالعات قبلی طبق رابطه ی ۳ تعریف می شود [۱۱]، که مقادیر آن در دو ستون آخر جدول ۴ آمده است.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (3)$$



شکل ۶- دوز پروفایل پروتکل قفسه سینه

شکل ۷ دوز پروفایل پروتکل های قفسه سینه و مغز را نشان میدهد. این دو پروتکل فقط در ضخامت مقطع تفاوت دارند اگر چه با افزایش ضخامت، پیک منحنی افزایش می یابد، اما پهنای منحنی (نیمسایه) نیز افزایش می یابد. بنا براین انتظار می رود که مقدار CTDI طبق رابطه ی ۱ با افزایش ضخامت تغییری نکند. مقدار آن با توجه به جدول ۲ با استفاده از اتاقک یونیزان  $67/18 \pm 0/1$  میلی گری برای پروتکل مغز و  $65/91 \pm 0/0$  برای پروتکل توراکس بدست آمده است که یک در صد اختلاف مشاهده می شود.

جدول ۴- مقادیر CTDI و مقادیر طبیعی سازی شده آن را برای موقعیت های سطحی و مرکزی فانتومهای سر و تنه

$\frac{CTDI_w}{100mAs}$	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	$\frac{CTDI_p}{100mAs}$	$\frac{CTDI_c}{100mAs}$	CTDI <sub>p</sub> ± SD (mGy)	CTDI <sub>c</sub> ± SD (mGy)	SW (mm)	نوع فانتوم
۱۷/۹۸	۳۵/۹۵	۱۷/۸۵	۱۸/۲۴	۳۵/۶۹ ± ۱/۳۲	۳۶/۴۸ ± ۰/۱۸	۱۰	سر
۲۰/۰۱	۴۰/۰۲	۲۰/۵۴	۱۸/۹۸	۴۱/۰۸ ± ۴/۴	۳۷/۹۵ ± ۰/۲۱	۵	سر
۲۲/۸	۴۵/۵۹	۲۲/۹۳	۲۲/۵۲	۴۵/۸۶ ± ۲/۹۷	۴۵/۰۴ ± ۰/۱۸	۳	سر
۱۱/۳۸	۲۲/۷۵	۱۲/۷۳	۸/۶۶	۲۵/۴۵ ± ۰/۶	۱۷/۳۲ ± ۰/۰۴	۱۰	تنه
۱۱/۸۷	۲۳/۷۳	۱۳/۲۹	۹/۰۱	۲۶/۵۸ ± ۰/۶۹	۱۸/۰۲ ± ۰/۱۸	۵	تنه
۹/۵۱	۱۹/۰۱	۱۰/۵۸	۷/۳۶	۲۱/۱۶ ± ۱/۴۷	۱۴/۷۲ ± ۰/۱۳	۳	تنه

SW: ضخامت مقطع c: مرکزی p: سطحی SD: خطای استاندارد

برای ضخامت های مختلف برای دو فانتوم سر و تنه در جدول ۵ در مقایسه با مقادیر ImPACT آورده شده است.

طبق رابطه ی ۱ مقادیر CTDI در صورت ثابت ماندن کیلو ولتاژ و میلی آمپر ثانیه با افزایش ضخامت مقطع باید تقریباً ثابت باشد. به همین دلیل مقادیر میانگین طبیعی سازی شده ی آن

جدول ۵- مقادیر  $\frac{CTDI}{100mAs}$  برای یک اسکن منفرد در فانتومهای سر و تنه در مقایسه با مقادیر ImPACT

مقادیر وزنی		مقادیر سطحی		مرکزی		فانتوم
ImPACT	این تحقیق	ImPACT	این تحقیق	ImPACT	این تحقیق	
۱۶/۲	۲۰/۲۶ ± ۱/۹۸	۱۵/۸	۲۰/۴۴ ± ۲/۰۸	۱۷/۰	۱۹/۹۱ ± ۱/۸۷	سر
۶/۵۳	۱۰/۸۹ ± ۰/۹۹	۷/۴	۱۲/۲ ± ۱/۱۷	۴/۸	۸/۳۴ ± ۰/۷۱	تنه

انحراف معیار اعداد سی تی اسکن در فانتوم آب و هوا را برای پروتکل های مختلف نشان می دهد. مقادیر میانگین اعداد در فانتوم آب و در هوا خارج از دامنه قابل قبول است. جدول ۷ مقادیر رزولوشن کنتراست بالا و پایین را در پروتکل های انجام شده نشان می دهد.

۲-۲-۲-آزمون های کنترل کیفی  
آزمون های کنترل کیفی انجام شده شامل آزمون بررسی کالیبره بودن اعداد سی تی اسکن، برآورد نویز، مسطح بودن تصویر، بررسی وابستگی اعداد به قطر مریض، محل مریض و یا ضخامت مقطع، تست بررسی پیچ، و محاسبه ی رزولوشن در کنتراست بالا و پایین بوده است. جدول ۶ مقادیر میانگین و

جدول ۶- مقادیر میانگین و انحراف معیار اعداد سی تی اسکن در ناحیه ROI در فانتوم آب و هوای آزاد

پروتکل	محل ROI	محل فانتوم	$\overline{CT\ number} \pm SD$ در فانتوم	$\overline{CT\ number} \pm SD$ در هوا
مغز	مرکز تصویر	مرکزگاتری	$7/84 \pm 6/88$	$-1100/65 \pm 0/95$
سینه‌های پاراناژال	مرکز تصویر	مرکزگاتری	$1/07 \pm 9/57$	$-1118/02 \pm 2/55$
گوش	مرکز تصویر	مرکزگاتری	$3/88 \pm 4/01$	$-1106/68 \pm 1/77$
قفسه سینه	مرکز تصویر	مرکزگاتری	$3/88 \pm 4/08$	$-1101/37 \pm 0/99$

جدول ۷- مقادیر رزولوشن در کنتراستهای بالا و پایین براب هر پروتکل

پروتکل	قدرت تفکیک کنتراست پایین (میلیمتر)	قدرت تفکیک کنتراست بالا (میلیمتر)
همه پروتکل ها	۱	۰/۸

به منظور مقایسه مقادیر به دست آمده با مقادیر دوز مرجع و همچنین به منظور برآورد ریسک آزمایشات لازم بود که دوز موثر در آزمایشات سی تی اسکن محاسبه شود. جدول ۳ مقادیر دوز موثر را برای چند پروتکل معمول در کودکان زیر دو سال نشان می دهد، که با استفاده از مقادیر CTDI بدست آمده توسط اتاقک یونیزاسیون در هوای آزاد و نرم افزار ImPACT محاسبه شده است.

در جدول ۳ مقادیر دوز موثر بدست آمده در کودکان را در مقایسه با مقادیر گروه ImPACT نشان میدهد. البته ImPACT دوز کودکان را برای دختر و پسر تفکیک نکرده است. دوز موثر بدست آمده برای کودک مونث در این تحقیق در دامنه ی ۲/۰۵ الی ۲۱/۴۵ میلی سیورت و برای کودک مونث در دامنه ی ۲/۰۵ الی ۱۵/۷ میلی سیورت به دست آمد. تفاوت دوز موثر دختر و پسر تفاوت در دوز گنادهاست. دوز گنادها در کودک مونث در همه ی پروتکل ها به خصوص در پروتکل شکم از کودک مذکر بیشتر است، که این یک توجه ویژه نیاز دارد و علت اختلاف می تواند این باشد که در زنان گنادها در قسمت داخلی شکم قرار دارند و اولاً تحت تاثیر دوز پراکنده

#### ۴- بحث و نتیجه گیری

جدول ۲ مقادیر CTDI برای پروتکل های انجام شده را نشان می دهد. مقادیر CTDI برای پروتکل های توراکس، شکم و لگن بدلیل یکسان بودن پارامترهای آنها دارای مقادیر مساوی است، اما دوز موثر آنها به دلیل متفاوت بودن ناحیه ی اسکن متفاوت است. بیشترین مقدار CTDI مربوط به پروتکل گوش با مقدار  $110/9 \pm 1$  میلی گری بدست آمد. در محاسبه ی CTDI با استفاده از منحنی های دوز پروفایل در نرم افزار MATLAB توسط دستور  $Area=Trapz(x,dose)$  و با استفاده از داده های TLD تقریب وجود دارد، زیرا این دستور از روش جمع دوزنقه ای استفاده می کند، که در این صورت مقادیر کمتری بدست خواهد آمد. بنابراین ما از مقادیر اتاقک یونیزاسیون استفاده کرده ایم و از داده های TLD ها برای رسم دوز پروفایل و به دست آوردن FWHM استفاده کرده ایم. دو پروتکل گوش و سینه های پاراناژال دارای ضخامت مقطع مساوی و کیلوولت پیک برابر هستند، اما پروتکل گوش بدلیل میلی آمپر ثانیه بالاتر دارای CTDI بیشتری است که این نشان می دهد CTDI با میلی آمپر ثانیه رابطه مستقیم دارد.

سوراخ مرکزی و  $CTDI_p$  مربوط به میانگین سوراخهای سطحی هر فانتوم است و  $CTDI_w$  طبق رابطه ی ۳ تعریف می شود. در اینجا نیز انتظار می رود که در هر فانتوم، برای هر سوراخ، با افزایش ضخامت مقطع، مقدار  $CTDI$  تغییر نکند. اما بدلیل آماری بودن پراکندگی فوتون ها تغییرات  $4/7$  الی  $12/2$  درصد در مقادیر  $CTDI_c$  برای فانتوم سر و  $3/8$  الی  $11/8$  درصد برای فانتوم تنه وجود دارد و تغییرات  $CTDI_p$  برای فانتوم سر در محدوده ی  $0/5$  الی  $12/2$  درصد و برای فانتوم تنه از  $4/3$  الی  $13/3$  درصد است. نتایج نشان می دهد که تغییرات  $CTDI_p$  از تغییرات  $CTDI_c$  بیشتر است. همچنین مقادیر  $CTDI_p$  از مقادیر  $CTDI_c$  به غیر از یک مورد بیشتر است نسبت  $\frac{CTDI_p}{CTDI_c}$  در فانتوم سر در دامنه ی  $0/98$  الی  $1/08$  و در فانتوم تنه در دامنه ی  $1/44$  الی  $1/47$  قرار دارد. تمام موارد نشان دهنده ی پراکندگی در اسکن منفرد است. جدول ۵ مقادیر  $CTDI$  طبیعی سازی شده را در مقایسه با مقادیر  $ImPACT$  نشان می دهد. مقادیر بدست آمده بالاتر از مقادیر  $ImPACT$  است. مقادیر  $CTDI_w$  بدست آمده در این تحقیق حدود ۱۱ درصد از مقادیر  $ImPACT$  بالاتر است که اختلاف زیادی نیست، زیرا این مقدار اختلاف تاثیر چندانی بر دوز موثر نمی گذارد.

در جدول ۶ میانگین اعداد سی تی اسکن و انحراف معیار آنها را در ناحیه  $ROI$  در مرکز تصویر فانتوم آب به قطر ۲۰ سانتیمتر و در هوا ی آزاد برای پروتکل های مختلف بدست آمده است این کار جهت بررسی کالیبره بودن اعداد سی تی اسکن و برآورد نویز صورت گرفته است این تست روزانه برای هر دستگاه باید انجام شود. مقادیر مورد انتظار برای میانگین اعداد در فانتوم آب نزدیک به صفر است و مقادیر قابل قبول بین  $3+$  الی  $3-$  می باشد همچنین مقادیر ایده آل برای انحراف معیار اعداد نزدیک به صفر است. مقادیر قابل قبول بین ۲ تا ۷ عدد سی تی اسکن است. مقادیر قابل انتظار برای تصویر هوا  $1000-$

قرار می گیرند و ثابا فاصله کمتری به محل اسکن ها دارند استفاده از حفاظ هم، تاثیری در کاهش دوز گنادها در زنان ندارد زیرا تابش گیری آنها بیشتر از پرتو های پراکنده داخلی است. دوز موثر بدست آمده در این تحقیق برای کودک مذکر در پروتکل قفسه سینه بیشتر از مقادیر  $ImPACT$  است و در پروتکل شکم در حد مقدار  $ImPACT$  است و در سایر پروتکلها مقدار آن کمتر است. دوز موثر بدست آمده برای کودک مونث در پروتکل های مغز، سینوسهای پارا نازال، گوش و لگن کمتر از مقادیر  $ImPACT$  است، ولی مقدار آن در دو پروتکل قفسه سینه و شکم بالاتر است. دامنه مقادیر دوز موثر گزارش شده در کشور هلند در بزرگسالان برای پروتکل های مغز  $0/8-5mSv$ ، قفسه سینه  $6-18mSv$ ، و شکم  $6-24mSv$  می باشد [۱۲]. در آلمان نیز تقریبا مشابه همین نتایج گزارش شده است [۱۳]. دوز موثر در آزمایشات سر کودکان زیر دو سال را  $7/6 \pm 3/1$  میلی سیورت گزارش شده است [۶]. بنابراین می توان گفت که مقادیر دوز موثر محاسبه شده در این تحقیق از مقادیر دوز موثر کشورهای هلند و آلمان کمتر است و در حد مقادیر انگلیس است. شکل های ۳ الی ۶ دوز پروفایل های پروتکل های انجام شده را نشان می دهد. مقادیر  $FWHM$  در ضخامت های بالا به مقادیر ضخامت مقطع اسمی انتخاب شده نزدیک هستند، اما در ضخامت های پایین اختلاف بیشتر است که این می تواند بدلیل پراکندگی بیشتر در ضخامتهای پایین یا خطای سیستماتیک دستگاه باشد که در مقادیر اسمی پایین تر، درصد خطا بیشتر آشکار می شود. با بررسی منحنی های دوز پروفایل مشاهده می شود که برخی از منحنی ها به سمت چپ یا راست شیفت پیدا کرده اند که این می تواند ناشی از خطای باریکه ی لیزری دستگاه یا خطای قرار نداشتن  $TLD$  مرکزی در مرکز باریکه یا خطای کولیماتور ها باشد. جدول ۴ مقادیر  $CTDI$  را نشان می دهد، که در فانتوم های کنترل کیفی سر و تنه برای سوراخ های سطحی و مرکزی هر فانتوم که با استفاده از اتاقک یونیزاسیون بدست آمده اند،  $CTDI_c$  مربوط به

مقطع انتخاب شده بستگی دارند، ولی به محل فانتوم بستگی ندارند. در آزمون بررسی پیچ میزان **gap** و یا **overlap** مقداری قابل قبول است. قدرت تفکیک کنتراست بالا ۰/۸ میلی متر و قدرت تفکیک کنتراست پایین ۱ میلی متر برآورد شد. با کالیبره کردن اعداد سی تی اسکن می توان تا حدودی به بالا بردن کیفیت تصویر کمک کرد و از طرف دیگر می توان مقدار میلی آمپر ثانیه را کاهش داد، که این در نهایت منجر به کاهش دوز بیماران مخصوصا کودکان با در نظر گرفتن اصل **ALARA** میشود. می توان مقادیر دوز موثر پروتکل های مختلف برای تمامی دستگاههای سی تی اسکن موجود در ایران را محاسبه نمود، سپس دستگاههایی که دوز بالایی را واگذار می کنند کنترل کیفی و کالیبره کرد.

#### ۵- تشکر و قدردانی

بدین وسیله از مرکز تصویر برداری و مرکز تحقیقات علوم در پزشکی بیمارستان امام خمینی، سازمان انرژی اتمی ایران گروه حفاظت در برابر اشعه، گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران و کارشناسان سی تی اسکن بیمارستان شریعتی که امکان انجام این تحقیق را فراهم کردند صمیمانه تشکر می شود.

می باشد و مقادیر قابل قبول در محدوده  $1000 \pm 5$  - می باشد [۱۵]. میانگین اعداد سی تی اسکن بدست آمده به غیر از یک پروتکل خارج از دامنه قابل قبول است در این پروتکل انحراف معیار اعداد سی تی اسکن ۹/۵۷ است که این نشان می دهد این تصویر همراه با نویز بوده است این نتایج نشان می دهد که اعداد سی تی اسکن کالیبره نیستند، حدود ۳۰ الی ۶۲ درصد اختلاف با رنج قابل قبول مشاهده می شود.

جدول ۷ مقادیر قدرت تفکیک در کنتراست بالا و پایین را نشان می دهد برای همه پروتکل ها قدرت تفکیک در کنتراست بالا ۰/۸ میلیمتر و در کنتراست پایین مقدار ۱ میلیمتر بدست آمد قدرت تفکیک دستگاه در کنتراست بالا به احتمال قوی از ۰/۸ میلی متر پایین تر است زیرا فانتوم مورد استفاده کمتر از این مقدار را نمی توانست اندازه بگیرد که این مقدار حد قابل قبولی برای قدرت تفکیک اسکنر است، البته فانتوم بکار رفته می توانست فانتوم بهتری باشد، بدین صورت که با کاهش قطر سوراخ ها از بالا به پایین فاصله سوراخها نیز کاهش می یافت، یعنی به اندازه قطر هر سوراخ می شد.

نتایج بدست آمده از آزمونهای کنترل کیفی نشان داد که اعداد سی تی اسکن دستگاه مورد تحقیق کالیبره نیستند، ولی اسکنر تصاویر مسطح و با نویز پایین ایجاد می کند. همچنین این تحقیق نشان داد که اعداد سی تی اسکن به قطر فانتوم و ضخامت

#### منابع

1. ICRP. Managing patient dose in computed tomography. ICRP publication 87, Annals of the ICRP 2000, pp. 1-41.
2. Juric A.G., Bongartz G., Golding S.J., Leonardi M. The quality criteria for computed tomography. Radiat. Prot. Dosim. 1998, 80:49-53.
3. Impactscan.org. ctdosimetry.xls-impact's ct dosimetry tool. Available from: <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.html>, visited on 19 November 2004.

4. Fearon T., Vucich J. Pediatric patient exposures from CT examination: GE CT/T 9800 scanner. Am J Roentgenol 1985, 144: 805-809.
5. Fearon T., Vucich J. Normalized pediatric organ absorbed dose from CT examination. Am J Roentgenol 1987, 148 : 171-174.
6. Huda W., Chamberlain C.C., Rosenbaum A.E., Garrisi W. Radiation doses to infant and adults undergoing head CT. Med Phys 2001, 28: 393-398.
7. Seeram E . Computed tomography. USA, W.B. Saunders Company, 1994.
8. Unforce. Unfors Mult-O-Meter 514L. Available from <http://www.unfors.com/products.php?prodkey=11&catid=5>, visited on 12 November 2004.
9. Bicron. Model 3500 manual TLD reader with WinREMS operator manual. USA, Bicron Co., 1999.
10. Christensen J.J., Jensen L.C., Jensen K.A., Jorgensen J., Petersen J., Sorensen E.W. Dosimetric investigation in computed tomography. Radiat Prot Dosim 1992, 43: 233-236.
11. Cheung T., Chenh Q., Feng D.J., Stokes M. Study on examinee's dose delivered in computed tomography. Phys Med Biol 2001, 46: 813-820.
12. Van Unnik J.G., Broerse J.J., Jansen J.Th.M., Zoetelief J., Zweers D. Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals. Br J Radiol 1997, 70: 367-371.
13. Zoetelief J., Geleijns J. Patient doses in spiral CT. Br J Radiol 1998, 71: 584-586.
14. Zankl M., Panzer W., Petoussi N., Drexler G. Organ doses for children from computed tomographic examination. Radiat Prot Dosim 1995, 57: 393-396.
15. Guidozi F., Anderson J., Moor R. Experimental estimation of intrauterine fetal irradiation dosage in computed tomography using Rando phantom. Br J Obstet Gynaecol 1987, 94: 35-37.
16. Kearney S.E., Jonse P., Meakin K., Garvey C.J. CT scanning of the paranasal sinuses –the effect of reducing mAs. Br J Radiol 1997, 70: 1071-1074.
17. Giacco G., Cannata V., Furetta C., Santopietro F., Fariello G. On the use of pediatric phantom in the dose evaluation during CT thorax examination . Med Phys 2001 , 28(2): 199-204.
18. Jensen K., Shrimpton P.C., Geleijns J., Panzer W., Tosi G. Dosimetry for optimization of patient protection in computed tomography. Appl Radiat Isot 1999, 50: 165-172.
19. Collie D.A., Wright A.R., Williams J.R., Hashemi–Malayeri B. Comparison of spiral–acquisition computed tomography and conventional computed tomography in the assessment of pulmonary metastasis disease. Br J Radiol 1994 , 67: 436-444.