DOI: 10.22122/jims.v38i596.12854 Published by Vesnu Publications

مجله دانشکده پزشکی اصفهان سال سی و هشتم/شماره‌ی ۵۹۶/هفته‌ی چهارم آذر ۱۳۹۹

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۲۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۶/۱۵ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۹/۲۸

رهیافت عملی کاهش دز تابش بیماران در سی‌تی اسکن مولتی دتکتور–۱۲۸ با استفاده از اصلاح متغیرهای اسکن

محمد رضا چوپانی[۱]، ایرج عابدی[۲]، مائده محمودی[۳]، جلال باقری[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: بین دز تابشی و کیفیت تصویر رابطه‌ی نزدیکی وجود دارد؛ به گونه‌ای که افزایش میزان دز تابشی منجر به افزایش کیفیت تصویر می‌شود.

روش‌ها: در این مطالعه، با استفاده از دستگاه سی‌تی اسکن مولتی دتکتور–۱۲۸ و فانتوم Body mass measurement device-7 (BMMD-7) تصاویر با ضخامت مقطع و فیلتر مختلف دریافت گردید و متغیرهای دز تابشی، نویز، قدرت تفکیک فضایی و کنتراست توسط ناظران و مدل آماری ساختاری بررسی گردید.

یافته‌ها: با افزایش ضخامت مقطع میزان قدرت تفکیک فضایی در دزهای تابشی مختلف نسبت به مقدار این عامل در تصویر ایجاد شده با شرایط تابشی استاندارد، اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. علاوه بر این، با تغییر فیلتر بازسازی رفتار مشابهی برای قدرت تفکیک فضایی مشاهده شد ($P < ۰/۰۵۰$).

نتیجه‌گیری: اپراتورهای سی‌تی اسکن وظیفه‌ی انتخاب مناسب ضخامت مقطع و فیلتر بازسازی برای هر یک از کاربردهای پزشکی را دارند؛ به گونه‌ای که مطابق با کیفیت تصویر مورد نیاز برای تشخیص، می‌توان دز اشعه را به میزان بالاتری کاهش داد.

واژگان کلیدی: دز تابشی؛ سی‌تی اسکن مولتی دتکتور؛ متغیرهای اسکن

ارجاع: چوپانی محمد رضا، عابدی ایرج، محمودی مائده، باقری جلال. **رهیافت عملی کاهش دز تابش بیماران در سی‌تی اسکن مولتی دتکتور–۱۲۸ با استفاده از اصلاح متغیرهای اسکن.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۹؛ ۳۸ (۵۹۶): ۷۷۵–۷۶۹.

مقدمه

افزایش استفاده از آزمون‌های تصویربرداری سی‌تی اسکن منجر به بروز نگرانی‌هایی مبنی بر افزایش خطر ابتلا به سرطان، ناشی از قرار گرفتن بیماران در برابر تابش پرتوهای پزشکی شد (۲–۱). بنابراین، تکنولوژیست های رادیولوژی باید ضمن حفظ کیفیت تصویر، دانش لازم در مورد تکنیک‌های کاهش دز را داشته باشند. امروزه، از روش‌های ایجاد تصاویر با دز کم و تصاویر تشخیصی قابل قبول از نظر بالینی، به عنوان تکنیکی برای کاهش میزان پرتوگیری در آزمون‌های سی‌تی اسکن استفاده می‌شود. در واقع، بین دز تابشی و کیفیت تصویر رابطه‌ی نزدیکی وجود دارد؛ به گونه‌ای که افزایش میزان دز تابشی منجر به افزایش کیفیت تصویر می‌شود (۳).

به منظور بهینه‌سازی متغیرهای اسکن و ایجاد تغییرات در دز مرجع آزمون‌های مختلف سی‌تی اسکن، لازم است در مورد تکنیک‌های بهبود کیفیت تصویر آگاهی داشت. علاوه بر این، تعیین اهداف منطقی برای میزان کیفیت و دز تابشی در آزمون‌های مختلف سی‌تی اسکن لازم است. به عبارت دیگر، باید اصل «کمترین حد منطقی قابل دستیابی (As low as reasonably achievable یا ALARA)» را برای هر آزمون تعریف نمود (۵–۴).

در این مطالعه، بر خلاف مطالعات پیشین (۸–۶)، بدون استفاده از تکنیک‌های کاهش دز مانند روش‌های بازسازی تکرار شونده و فقط با اصلاح متغیرهای اسکن، به بررسی راهبردهای عملی در کاهش دز تابشی بیمار پرداخته شد.

۱- گروه رادیولوژی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

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

۳- گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۴- بخش رادیولوژی، بیمارستان الزهرا (س)، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: ایرج عابدی ؛ استادیار، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: i.abedi@med.mui.ac.ir

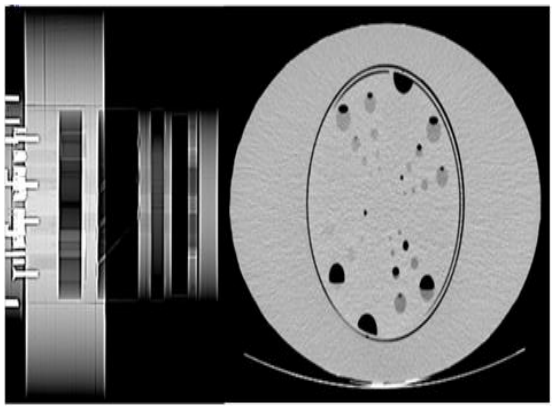
This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 Unported License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

www.SID.ir

Archive of SID

روش‌ها

دستگاه سی‌تی اسکن و فانتوم: تمام آزمایش‌های این مطالعه در بخش تصویربرداری بیمارستان الزهرا (س) و با استفاده از دستگاه سی‌تی اسکن مولتی دتکتور-۱۲۸، مدل GE Healthcare. LightSpeed V و فانتوم Body mass measurement device (BMMD-7) (شکل ۱) انجام شد. این فانتوم، شامل ۴ بخش به منظور ارزیابی متغیرهای قدرت تفکیک کنتراست کم، قدرت تفکیک فضایی، نویز و صحت عدد سی‌تی می‌باشد.



شکل ۱. فانتوم کیفیت تصویر Body mass measurement device (BMMD-7)

متغیرهای اسکن: متغیرهای تابش متناسب با شیوه نامه‌ی شکم- لگن با دز استاندارد که توسط شرکت سازنده‌ی دستگاه سی‌تی اسکن توصیه شده است، انتخاب و فانتوم اسکن شد (جدول ۱). سپس، به منظور بررسی تأثیر ضخامت اسلایس و فیلتر بازسازی اولیه بر روی میزان دز تابشی، شرایط اسکن تغییر داده شد و دوباره فانتوم مورد تابش قرار گرفت و متغیرهای دز تابشی، نویز، قدرت تفکیک کنتراست و فضایی تعیین گردید. جدول ۲ تغییرات ایجاده شده در متغیرهای اسکن را نشان می‌دهد.

جدول ۱. شرایط و مقادیر متغیرهای اسکن

متغیرهای اسکن	مقادیر و شرایط
ولتاژ تیوب	۱۲۰ پیک کیلوولتاژ
جریان تیوب	۲۵۰ میلی‌آمپر
پیچ فاکتور	۱
ضخامت برش	۵ میلی‌متر
عرض پنجره	۳۶ سانتی‌متر
زمان چرخش تیوب	۰/۵ ثانیه
فیلتر بازسازی	استاندارد

جدول ۲. شرایط و مقادیر آزمایشی متغیرهای اسکن

فیلتر بازسازی	ضخامت برش (میلی‌متر)	جریان تیوب (میلی‌آمپر)	ولتاژ تیوب (پیک کیلوولتاژ)
استاندارد	۱۰	۲۵۰	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۲۲۵	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۲۰۰	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۱۷۵	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۱۵۰	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۱۲۵	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۱۰۰	۱۲۰
استاندارد	۱۰	۵۰	۱۲۰
نرم	۵	۲۵۰	۱۲۰
نرم	۵	۲۲۵	۱۲۰
نرم	۵	۲۰۰	۱۲۰
نرم	۵	۱۷۵	۱۲۰
نرم	۵	۱۵۰	۱۲۰
نرم	۵	۱۲۵	۱۲۰
نرم	۵	۱۰۰	۱۲۰
نرم	۵	۵۰	۱۲۰

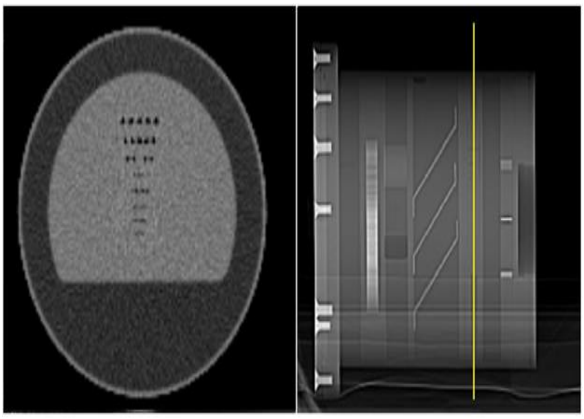
در واقع، یک مرتبه با تغییر میزان ضخامت برش از ۵ میلی‌متر به ۱۰میلی‌متر، با ثابت نگهداشتن سایر شرایط اسکن، فانتوم مورد تابش قرار گرفت و مرتبه‌ی دیگر، با ثابت نگهداشتن شرایط اسکن، فقط فیلتر بازسازی اولیه تغییر کرد.

آنالیز تصاویر: نویز: به منظور اندازه‌گیری نویز تصاویر به دست آمده، یک Region of interest (ROI) مرکزی به مساحت ۵۰۰ پیکسل در مرکز فانتوم آب و ۴ ROI دیگر با همین اندازه در بالا، پایین و سمت چپ و راست به فاصله‌ی یک سانتی‌متر از لبه‌ی فانتوم ایجاد و انحراف معیار اعداد سی‌تی به عنوان نویز تصویر در نظر گرفته شد. در هر یک از شرایط تابشی مورد استفاده در این مطالعه، مقدار نویز برای تصاویر متناظر با سه مقطع مرکزی به دست آمده و میانگین آن گزارش شده است.

قدرت تفکیک فضایی: تصاویر به دست آمده از فانتوم (شکل ۲) شامل ۷ ردیف از حفراتی بود که قطر و فاصله‌ی بین آن‌ها از بالا به پایین کاهش می‌یافت. پایین‌ترین ردیفی که در آن دو حفره‌ی مجاور به طور کامل مجزا از هم دیده می‌شدند، به عنوان قدرت تفکیک فضایی تصویر در نظر گرفته و مقدار آن بر اساس جفت خط بر میلی‌متر بیان گردید.

www.SID.ir
http://jims.mui.ac.ir

Archive of SID



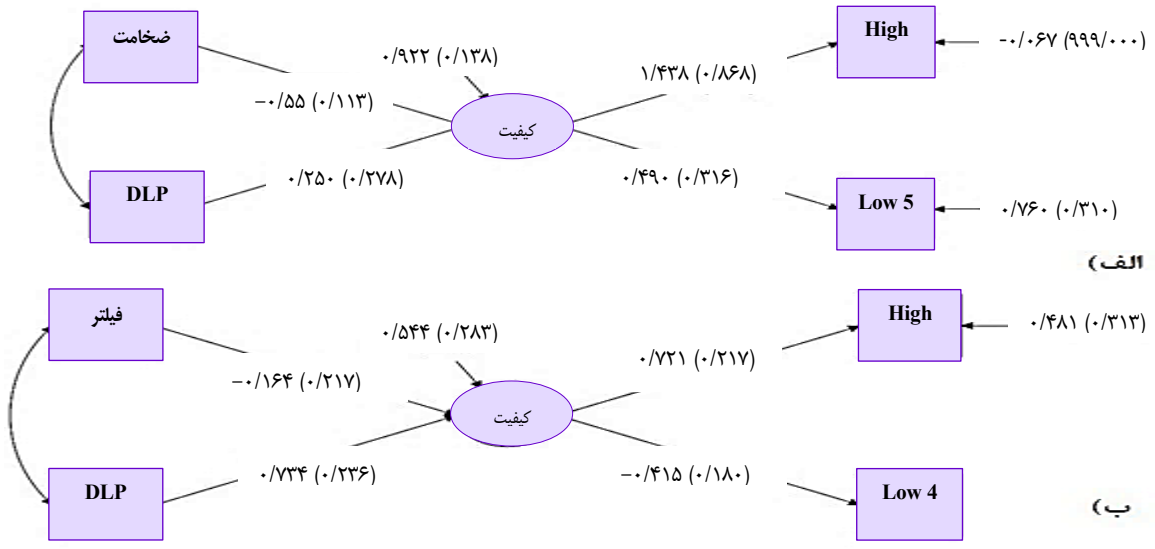
شکل ۲. مدل قدرت تفکیک فضایی فانتوم Body mass measurement (BMMD-7) device

قدرت تفکیک کنتراست: مدل قدرت تفکیک کنتراست در فانتوم BMMD-7 CT شامل چهار گروه با کنتراست‌های متفاوت ۰/۵، ۳، ۴ و ۶ درصد می‌باشد که در شکل ۲ آمده است. هر کدام از این گروه‌ها، شامل ۸ سیلندر است که به صورت جفت در کنار هم قرار گرفته و قطر آن‌ها بین ۱۰-۲/۵ میلی‌متر تغییر می‌کند. در این مطالعه، قدرت تفکیک کنتراست به صورت حداقل قطر اشیای قابل مشاهده با کنتراست بالاتر از آستانه‌ی نویز تعریف شد. تصاویر به دست آمده از مدل‌های قدرت تفکیک کنتراست و قدرت تفکیک فضایی فانتوم BMMD-7 CT توسط ۳ ناظر مستقل در یک اتاق کار با شرایط ثابت از نظر نور محیط و کنتراست نمایشگر تصاویر تجزیه و تحلیل شدند. تصاویر به صورت تصادفی در اختیار آن‌ها قرار گرفت و ناظرین هیچ گونه اطلاعاتی در مورد متغیرهای اسکن مرتبط با هر تصویر نداشتند. ناظران تنها قادر به تغییر در میزان بزرگ‌نمایی تصاویر بودند. علاوه بر این، از ناظرین خواسته شد میزان اطمینان خودشان در مورد تحلیل انجام شده برای هر تصویر را با استفاده از یک مقیاس ۶ بخشی (بین ۵-۰) مشخص نمایند.

واکاوی آماری: در این مطالعه، از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۰ (version 20, SPSS Inc., Chicago, IL) جهت واکاوی آماری استفاده شد. علاوه بر این، به منظور بررسی ارتباط بین ضخامت مقطع، فیلتر بازسازی و دز تابشی با کیفیت تصویر به عنوان یک متغیر پنهان از مدل معادلات ساختاری بهره گرفته شد. همچنین، میزان توافق در نتایج به دست آمده توسط ناظران با استفاده از روش آماری Intra-Class Correlation (ICC) محاسبه شد.

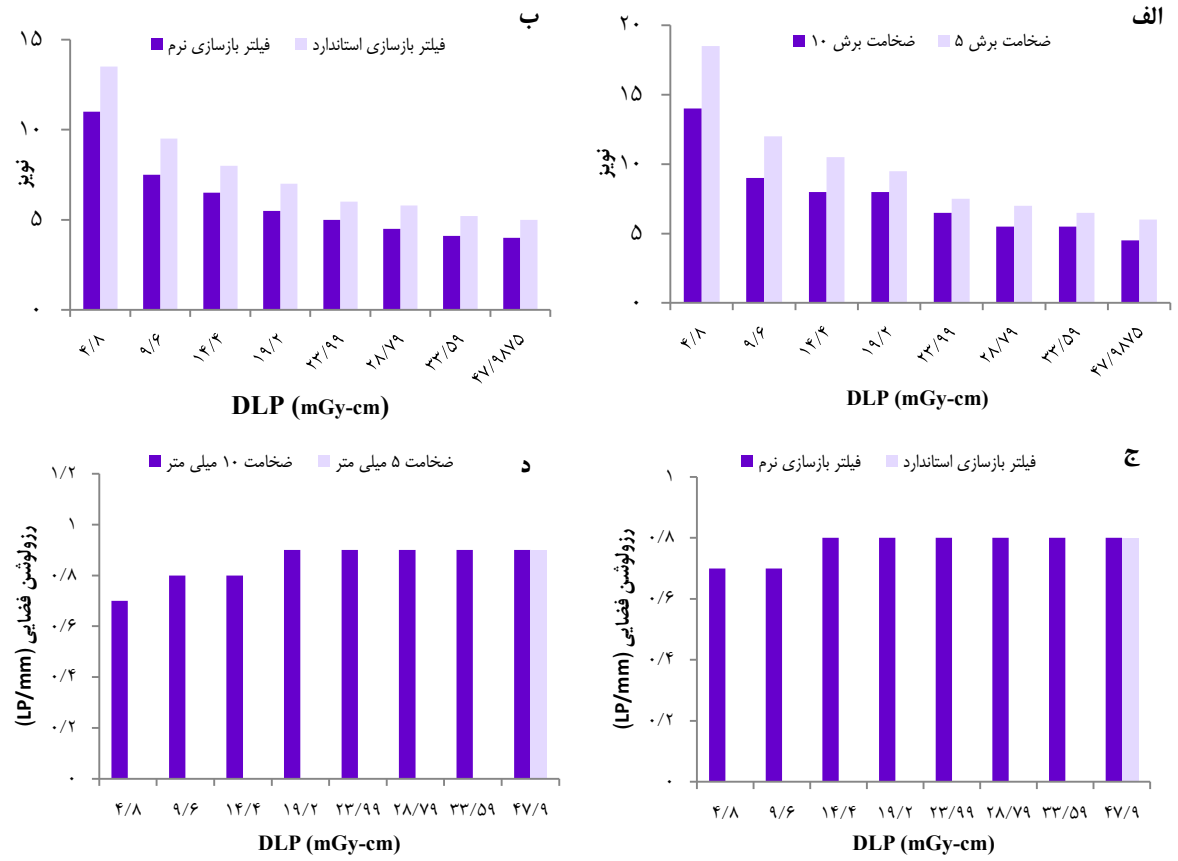
یافته‌ها

نویز: بر اساس شکل ۳- الف، می‌توان گفت در یک مقدار ثابت از دز تابشی، مقدار نویز تصاویر به دست آمده با ضخامت مقطع ۱۰ میلی‌متر به طور معنی‌داری کمتر از مقدار نویز تصاویر با ضخامت ۵ میلی‌متر می‌باشد ($P < ۰/۰۵۰$). در واقع، می‌توان گفت برای ایجاد تصاویر با نویز ثابت، مقدار دز تابشی مورد نیاز در تصاویر با ضخامت ۱۰ میلی‌متر، کمتر از مقدار دز تابشی مورد استفاده برای ایجاد تصاویر با ضخامت ۵ میلی‌متر می‌باشد.



شکل ۳. الف) تأثیر ضخامت برش بر نویز در دزهای مختلف، ب) تأثیر فیلتر بازسازی بر نویز در دزهای مختلف، ج) تأثیر ضخامت برش بر رزولوشن فضایی در دزهای مختلف د) تأثیر فیلتر بازسازی بر رزولوشن فضایی در دزهای مختلف

www.SID.ir
http://jims.mui.ac.ir



شکل ۴. الف) تأثیر ضخامت برش بر روی کیفیت تصویر به عنوان یک متغیر پنهان و ب) تأثیر فیلتر بازسازی بر روی کیفیت تصویر به عنوان یک متغیر پنهان

بر طبق شکل ۳- ب، تغییر فیلتر بازسازی از استاندارد به نرم، منجر به کاهش میزان نویز تصاویر شده است. در واقع، می‌توان گفت در یک مقدار ثابت نویز، میزان دز تابشی در تصاویر به دست آمده با فیلتر بازسازی نرم به طور معنی‌داری کمتر از میزان دز تابشی در تصاویر با فیلتر بازسازی استاندارد بود ($P < ۰/۰۵۰$).

قدرت تفکیک فضایی: بر اساس شکل ۳- ج با افزایش ضخامت مقطع میزان قدرت تفکیک فضایی در دزهای تابشی مختلف نسبت به مقدار این عامل در تصویر تهیه شده با شرایط تابشی استاندارد اختلاف معنی‌داری نداشت ($P > ۰/۰۵۰$). علاوه بر این، با تغییر فیلتر بازسازی، رفتار مشابهی برای قدرت تفکیک فضایی در شکل ۳- د مشاهده شد.

قدرت تفکیک کنتراست: با تغییر در فیلتر بازسازی و ضخامت مقطع، ارزش تشخیصی تصاویر در ارتباط با قابلیت تفکیک اشیا با کنتراست‌های متفاوت تغییر نمی‌کند. به علاوه، در هیچ کدام از تصاویر مورد مطالعه، اشیا با کنتراست ۰/۵ درصد قابلیت تفکیک نسبت به پس‌زمینه را نداشتند. مقدار ضریب ICC که نشان دهنده‌ی میزان توافق میان نتایج گزارش شده توسط ناظران است، برای تغییر فیلتر ۰/۸۷۱ و برای تغییر ضخامت مقطع ۰/۴۱۱ بود.

مدل معادلات ساختاری: مدل مفهومی نمایش داده شده در شکل ۴- الف، نشان دهنده‌ی میزان تأثیر هر یک از متغیرها بر روی کیفیت تصویر به عنوان یک متغیر پنهان است. بر اساس این مدل، تغییر ضخامت مقطع زمانی که تأثیر نویز بر روی کیفیت تصویر در نظر گرفته نشود، تأثیر کمی بر روی کیفیت تصویر دارد. به عبارت دیگر، با تغییر ضخامت مقطع، کیفیت تصاویر از نظر قدرت تفکیک فضایی و قدرت تفکیک کنتراست تغییر معنی‌داری نداشت ($P = ۰/۶۸۸$). علاوه بر این، دز تابشی با کیفیت تصویر دارای رابطه‌ی به نسبت قوی و معنی‌داری می‌باشد ($P = ۰/۰۴۰$).

مطابق مدل ارایه شده در شکل ۴- ب، تغیر فیلتر بازسازی هم در صورتی که تأثیر نویز بر روی کیفیت تصویر در نظر گرفته نشود، تأثیری مشابه با تغییر ضخامت مقطع بر روی کیفیت تصویر دارد ($P = ۰/۴۴۹$).

بحث

بین دز تابش و کیفیت تصویر رابطه‌ی نزدیکی وجود دارد؛ به این معنا که افزایش دز تابشی، منجر به افزایش کیفیت تصویر می‌شود. مطابق مطالعات گذشته، دز بیمار در آزمون‌های تشخیصی سی‌تی

www.SID.ir
http://jims.mui.ac.ir

اسکن بیشتر از حد معمول است و کیفیت تصویر سی تی اسکن به طور معمول از سطح مورد نیاز برای تشخیص قابل اعتماد فراتر می رود (۹-۶). از این رو، باید برای ایجاد تعادل بین دز بیمار و سطح کیفیت مورد نیاز، محتاط بود. مطابق نتایج مطالعه‌ی حاضر، کاهش دز پرتو ممکن است با افزایش ضخامت مقطع و استفاده از یک فیلتر نرم به جای یک فیلتر استاندارد همراه باشد. برای ارایه‌ی یک تشخیص دقیق، باید تعادل قابل قبولی بین کاهش دز پرتودرمانی بیمار و حفظ کیفیت تصویر مناسب ایجاد شود. انجام مطالعات مشاهدات انسانی بر اساس تصاویر بالینی بسیار زمان بر خواهد بود. حتی اگر یک کار ساده نیز مورد بررسی قرار گیرد (به عنوان مثال مشاهده‌ی اشیا در یک پس زمینه ی یکنواخت)، داده های حاصل ممکن است به دلیل تعداد ناظران و تصاویری که باید مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرند، دشوار باشد.

در مطالعه‌ی حاضر، از یک روش تجزیه و تحلیل مقایسه‌ای مدرن استفاده گردید که دز تابش و کیفیت تصویر را با استفاده از ارزیابی‌های مشاهده گر مبتنی بر اصلاح متغیرهای سی‌تی اسکن نظیر فیلتر بازسازی و ضخامت مقطع ابداع و اجرا می‌کند. در بیشتر مطالعات قبلی، در مورد کاهش دز از الگوریتم های پس از پردازش یا بازسازی تکراری (Iterative reconstruction یا IR) در شکل فیلترهای غیر خطی استفاده شده است (۱۲-۱۰). با این وجود، تکنیک های بازسازی تکراری از نظر زمان بازسازی کندتر بود و تنها در جدیدترین اسکنرهای جدید (۶۴ اسلایس یا بالاتر) قابل دسترسی است که با افزایش قابل توجهی در هزینه هم برای نرم‌افزار و هم برای ارتقای سخت افزار قابل دسترسی است. یک متغیر اساسی، بازسازی ضخامت مقطع است که رزولوشن مکانی را در جهت طولی (جهت Z) کنترل می‌کند و بر تعادل بین نویز، دز تابش و رزولوشن اثر می‌گذارد. بر اساس نتایج مطالعه‌ی حاضر، افزایش ضخامت مقطع از ۵ میلی‌متر به ۱۰ میلی‌متر، منجر به کاهش ۵۰-۳۰ درصدی دز پرتو بدون تغییر رزولوشن مکانی، طیف نویز و کنتراست رزولوشن می‌گردد. این یافته، با مطالعه‌ی Tamm و همکاران (۱۳) مطابقت دارد که می‌توان با اصلاح متغیرهای اسکن، از دز بالای اشعه در آزمون‌های سی‌تی اسکن جلوگیری کرد. فیلتر نرم با مصالحه و با کاهش رزولوشن مکانی به کاهش نویز کمک می‌کند؛ در حالی که فیلتر استاندارد با مصالحه و با افزایش نویز به بهبود رزولوشن مکانی کمک می‌کند. از آن جایی که دقت اندازه‌گیری آسیب‌های کوچک با فیلترهای مختلف بازسازی تغییر می‌کند، انتخاب فیلتر مناسب بسیار مهم است. اپراتورهای سی‌تی اسکن وظیفه‌ی انتخاب مناسب ضخامت مقطع و فیلتر بازسازی برای هر یک از کاربردهای پزشکی را دارند؛ به گونه‌ای که مطابق با کیفیت تصویر مورد نیاز برای تشخیص، می‌توان دز اشعه را به میزان بالاتری کاهش داد. بنابراین، با دست کاری متغیرهای اسکن بر اساس مشخصات بیمار و علایم بالینی، می‌توان کمترین میزان دز اشعه در طول آزمون‌های سی‌تی اسکن را تضمین نمود.

نتیجه‌گیری

اپراتورهای سی‌تی اسکن وظیفه‌ی انتخاب مناسب ضخامت مقطع و فیلتر بازسازی برای هر یک از کاربردهای پزشکی را دارند؛ به گونه ای که مطابق با کیفیت تصویر مورد نیاز برای تشخیص، می توان دز اشعه را به میزان بالاتری کاهش داد. بنابراین، با دست کاری متغیرهای اسکن بر اساس مشخصات بیمار و علایم بالینی، می توان کمترین میزان دز اشعه در طول آزمون‌های سی‌تی اسکن را تضمین نمود.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی مصوب در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به شماره‌ی ۲۹۷۱۷۲ می‌باشد. بدین وسیله، از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به علت حمایت منابع مالی و اعتباری این طرح تشکر و قدردانی می‌گردد.

References

1. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, et al. Achieving routine submillisievert CT scanning: Report from the summit on management of radiation dose in CT. Radiology 2012; 264(2): 567-80.
2. Amis ES, Butler PF, Applegate KE, Birnbaum SB, Brateman LF, Hevezi JM, et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. J Am Coll Radiol 2007; 4(5): 272-84.
3. Boone JM, Hendee WR, McNitt-Gray MF, Seltzer SE. Radiation exposure from CT scans: how to close our knowledge gaps, monitor and safeguard exposure--proceedings and recommendations of the Radiation Dose Summit, sponsored by NIBIB, February 24-25, 2011. Radiology 2012; 265(2): 544-54.
4. Haynes KW, Sherer MAS, Visconti PJ, Ritenour ER. Radiation protection in medical radiograph. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2013.
5. Picano E, Vano E. The radiation issue in cardiology: the time for action is now. Cardiovasc Ultrasound 2011; 9: 35.
6. Kanal KM, Butler PF, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Coombs LP, Morin RL. U.S. Diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult CT examinations. Radiology 2017; 284(1): 120-33.
7. Kim Y, Kim YK, Lee BE, Lee SJ, Ryu YJ, Lee JH, et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. AJR Am J Roentgenol 2015; 204(6): 1197-202.

www.SID.ir
http://jims.mui.ac.ir

8. Goo HW. Is it better to enter a volume CT dose index value before or after scan range adjustment for radiation dose optimization of pediatric cardiothoracic CT with tube current modulation? Korean J Radiol 2018; 19(4): 692-703.
9. Yan C, Xu J, Liang C, Wei Q, Wu Y, Xiong W, et al. Radiation dose reduction by using CT with iterative model reconstruction in patients with pulmonary invasive fungal infection. Radiology 2018; 288(1): 285-92.
10. Eunae L, Dong SK. Precision analysis of the noise power spectrum estimate in radiography imaging. Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging 2018; 10573.
11. Koc GG, Koc Z, Kaniyev T, Kokangul A. Thorax CT dose reduction based on patient features: effect of patient characteristics on image quality and effective dose. Health Phys 2019; 116(5): 736-45.
12. Shaqdan KW, Kambadakone AR, Hahn P, Sahani DV. Experience with iterative reconstruction techniques for abdominopelvic computed tomography in morbidly and super obese patients. J Comput Assist Tomogr 2018; 42(1): 124-32.
13. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. Quality initiatives: CT radiation dose reduction: How to implement change without sacrificing diagnostic quality. Radiographics 2011; 31(7): 1823-32.

www.SID.ir
http://jims.mui.ac.ir

Archive of SID

DOI: 10.22122/jims.v38i596.12854 Published by Vesnu Publications

Journal of Isfahan Medical School Vol. 38, No. 596, 4th Week, December 2020

Received: 15.03.2020 Accepted: 06.09.2020 Published: 26.12.2020

Practical Approach to Reducing Patients' Radiation Dose in Multidetector Computed Tomography-128 Using Modification of Scan Parameters

Mohammad Reza Choopani[1], Iraj Abedi[2], Maedeh Mahmoodi[3], Jalal Bagheri[4]

Original Article

Abstract

Background: There is a close relationship between the radiation dose and the image quality; so that increasing the radiation dose leads to an increase in the image quality.

Methods: In this study, images of different thicknesses and filters were obtained by using Multidetector Computed Tomography (CT)-128 and Body mass measurement device-7 (BMMD-7) phantom scanner. The parameters of radiation dose, noise, spatial, and contrast resolution were monitored by the observers as well.

Findings: As the slice thickness increased, the amount of spatial resolution at different radiation doses was not significantly different from that of the standard image. In addition, by changing the reconstruction filter, a similar behavior was observed for spatial resolution ($P < 0.05$).

Conclusion: CT operators have the task of selecting the appropriate slice thickness and reconstruction filter for each medical application. Therefore, the radiation dose can be reduced to a higher degree according to the image quality required for diagnosis.

Keywords: Radiation dose; Multidetector computed tomography; Scan parameters

Citation: Choopani MR, Abedi I, Mahmoodi M, Bagheri J. **Practical Approach to Reducing Patients' Radiation Dose in Multidetector Computed Tomography-128 Using Modification of Scan Parameters.** J Isfahan Med Sch 2020; 38(596): 769-75.

1- Department of Radiology, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
4- Department of Radiology, Alzahra Hospital, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Iraj Abedi, Assistant Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran, Iran; Email: i.abedi@med.mui.ac.ir

www.SID.ir