

## معرفی ابزار اندازه‌گیری اختصاصی برای ارتقاء ارزیابی پارامترهای تصویر در برنامه‌های تضمین کیفیت و کنترل کیفی در سیستم‌های تصویربرداری CT

حمیدرضا خداجو چوکامی<sup>۱\*</sup>، سید ابوالفضل حسینی<sup>۱</sup> و محمد محمدی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup>گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده مهندسی انرژی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

<sup>۲</sup>گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

\*تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی انرژی، طبقه دوم، اتاق ۱، کدپستی: ۱۶۳۹-۱۱۱۵۵.

پست الکترونیکی: Hamidreza.Khodajou@gmail.com

### چکیده

برش‌نگاری رایانه‌ای (CT) یکی از پرکاربردترین ابزارهای غربالگری و تشخیصی در مراکز تصویربرداری پزشکی است. با توجه به گزارش شماره ۱۹ IAEA HUMAN HEALTH SERIES و برنامه اعتبارسنجی کالج رادیولوژی آمریکا (ACR)، تضمین کیفیت (QA<sup>۱</sup>) و کنترل کیفی (QC<sup>۲</sup>)، برنامه‌های اجباری برای نظارت منظم بر وضعیت سیستم به منظور استفاده مؤثر از پرتوهای یونیزان در امور تشخیصی از طریق تهیه و حفظ کیفیت مناسب تصویر و کاهش دز بیمار است. فانتوم‌های محاسباتی (CP<sup>۳</sup>) ابزار اصلی برای نظارت بر وضعیت سیستم هستند. فانتوم‌های QC تجاری محصولات گران‌قیمت هستند و به اندازه کافی برای رفع نیاز کاربر انعطاف‌پذیر نیستند. هم‌چنین اخیراً گزارش شده است که پارامترهای استاندارد مبتنی بر IAEA و ACR از جمله بزرگی نوفه و توان تفکیک پارامترهای دقیقی برای ارزیابی کمی عملکرد سیستم از نقطه نظر کیفیت تصویر نمی‌باشند. بنابراین در این مقاله، یک CP جدید به همراه یک برنامه گرافیکی ارائه شده است که می‌تواند علاوه بر ارائه پارامترهای استاندارد مبتنی بر IAEA و ACR از جمله منحنی کالیبراسیون CT، بزرگی نوفه، عدد CT، نسبت کنتراست به نوفه، توان تفکیک و یکنواختی؛ اندازه‌گیری پارامترهای جدید مورد نیاز برای ارتقاء آنالیز کمی تصاویر CT هم‌چون تابع پخش لبه (ESF<sup>۴</sup>)، تابع پخش خط (LSF<sup>۵</sup>)، تابع انتقال مدولاسیون (MTF<sup>۶</sup>)، توان تفکیک مکانی، طیف توان نوفه (NPS<sup>۷</sup>) را نیز فراهم سازد. ارزیابی تجربی ابزار ما بر سیستم تصویربرداری CT حجمی 64-slice GE Light speed VCT موجود در بیمارستان امام خمینی (ره) تهران انجام شده است. علاوه بر این، ما جزئیات فرآیند ساخت فانتوم خود را نیز گزارش کرده‌ایم. این امر ایده‌های مناسبی را برای ساخت فانتوم QC انعطاف‌پذیر و ارزان‌قیمتی در اختیار خوانندگان قرار می‌دهد.

**کلیدواژگان:** طیف توان نوفه (NPS)، تابع انتقال مدولاسیون (MTF)، توان تفکیک مکانی، بزرگی نوفه، نسبت کنتراست به نوفه (CNR)، برش‌نگاری رایانه‌ای.

<sup>1</sup> Quality assurance

<sup>2</sup> Quality control

<sup>3</sup> Computational phantoms

<sup>4</sup> Edge spread function

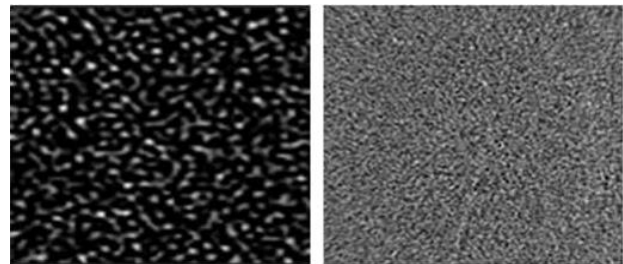
<sup>5</sup> Line spread function

<sup>6</sup> Modulation transfer function

<sup>7</sup> Noise power spectrum

## ۱. مقدمه

برش‌نگاری رایانه‌ای (CT) برای تشخیص و پیگیری تقریباً همه‌ی سرطان‌های بدن، به‌عنوان یک استاندارد طلایی شناخته شده است [۱، ۲]. QA و QC برنامه‌هایی اجباری برای ارزیابی دوره‌ای وضعیت سیستم می‌باشند تا از این طریق از پرتوهای یونیزان ایکس به‌طور بهینه‌تری برای دستیابی و حفظ کیفیت مناسب تصویر و کاهش دز بیمار استفاده شود [۳، ۴].



شکل (۱): نمایش تصاویر CT به‌دست آمده با اندازه بزرگی نوفه تصویر (یا انحراف معیار) یکسان اما با بافت ساختاری متفاوت. الف) تصویر CT حاصل از فانتوم آب که دانه‌بندی‌های ریز، نشان‌دهنده نوفه با فرکانس مکانی بالا است و ب) تصویر CT حاصل از فانتوم آب با همان پروتکل تصویر الف که دانه‌بندی‌های درشت در تصویر، نشان‌دهنده نوفه با فرکانس مکانی پایین است. تصویر حاصل از فانتوم آب در شرایط ایده‌آل باید تصویری همگن داشته باشد اما به‌دلیل فراهم‌نبودن شرایط ایده‌آل در واقعیت، به هر دو تصویر نوفه افزوده شده است. تفاوت بین دو تصویر محدودیت استفاده از اندازه بزرگی نوفه تصویر را برای نظارت کامل بر نوفه تصویر در برنامه‌های QA و QC نشان می‌دهد.

فانتوم‌های محاسباتی (CP) ابزار مهمی برای کنترل شرایط سیستم هستند [۲-۷]. با توجه به برنامه اعتبارسنجی کالج رادیولوژی آمریکا (ACR) و گزارش شماره ۱۹ JAEA HUMAN HEALTH SERIES، پارامترهای فنی به‌منظور ارزیابی عملکرد سیستم معرفی شده‌اند. از جمله این پارامترها می‌توان به اندازه‌گیری عدد CT، مقیاس کنتراست، کنتراست به نوفه (CNR)، توان تفکیک مکانی، بزرگی نوفه تصویر و ارزیابی یکنواختی اشاره کرد که وضعیت

سیستم‌های تصویربرداری CT را به‌منظور به‌دست آوردن کیفیت مناسب تصویر پایش می‌کنند و بررسی این پارامترها به‌عنوان بخشی از برنامه‌های QA و QC ضروری است [۳، ۴]. همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، اندازه بزرگی نوفه تصویر، پارامتر مناسبی برای ارزیابی نوفه تصویر نیست. به‌نظر می‌رسد که باید آن را با پارامتر طیف توان نوفه (NPS) که نشان‌دهنده بافت و ساختار نوفه است، جایگزین کرد. به‌همین ترتیب، پارامتر توان تفکیک مکانی محدود به ارزیابی‌های ساده می‌باشد [۳، ۴، ۶، ۷، ۸]. بنابراین تابع انتقال مدولاسیون (MTF) برای ارزیابی کمی توان تفکیک مکانی پیشنهاد شده است [۶، ۷، ۹، ۱۰]. بنابراین به‌منظور انجام ارزیابی دقیق کیفیت تصاویر خروجی سیستم می‌بایست در برنامه‌های QA و QC از پارامترهای پیشرفته و ارتقاءیافته‌ای هم‌چون NPS و MTF به‌ترتیب به‌جای بزرگی نوفه و توان تفکیک استفاده کرد. هم‌چنین CP‌های تجاری بسیارگران‌قیمت هستند و متناسب با خواسته‌های کاربران طراحی نشده‌اند. از جمله معتبرترین فانتوم‌های QC، فانتوم کنترل کیفی کالج رادیولوژی آمریکا (ACR) و فانتوم انجمن فیزیک پزشکی آمریکا (AAPM) می‌باشد که امروزه استفاده از این فانتوم‌ها در انجام فرآیندهای QA و QC بسیار رایج هستند. مشکل فنی عمده این فانتوم‌های محاسباتی، قیمت بالای این محصولات و نداشتن ابزاری خودکار به‌منظور اندازه‌گیری و پایش پارامترهای کیفیت تصویر و دز بیمار می‌باشد. هم‌چنین به‌منظور ارزیابی عملکرد سیستم، اندازه‌گیری این ابزارها بر مبنای پارامترهای مقدماتی‌ای نظیر نوفه مطلق و توان تفکیک مکانی بوده که از دیگر مشکلات آن‌ها به‌شمار می‌روند.

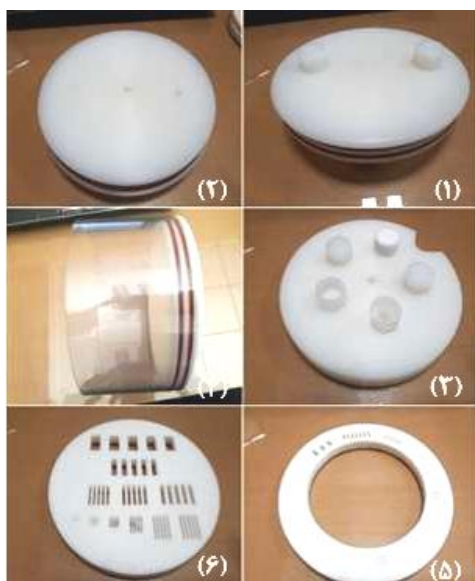
در نتیجه مقاله حاضر با هدف ارائه یک ابزار اندازه‌گیری شامل یک طراحی جدید و ساخت CP به‌همراه یک برنامه گرافیکی برای ارزیابی خودکار و پایش پارامترهای ارتقاءیافته کیفیت تصاویر خروجی سیستم‌های تصویربرداری CT صورت

## ۲.۲. QCT

به‌منظور محاسبه خودکار پارامترهای پیشرفته تصاویر خروجی سیستم‌های CT در این مطالعه ابزار اندازه‌گیری به نام QCT توسعه داده شده است. QCT دارای دو قسمت فیزیکی و نرم‌افزاری می‌باشد. در ادامه، ابتدا اطلاعات دقیقی در مورد طراحی و ساخت فانتوم (بخش فیزیکی) ارائه داده و در زیر بخش دوم، قسمت نرم‌افزاری QCT توضیح داده شده است.

### ۱.۲.۲. طراحی و ساخت

مطابق شکل ۳، قسمت فیزیکی QCT از یک استوانه با جنس پلکسی‌گلس با قطر ۱۸ سانتی‌متر متشکل از ماژول‌های چند دیسکه، الگو میله‌ای، درپوش و مخزن آب است. با دستگاه تراش پیچ و رزوه‌هایی در فانتوم تعبیه شد که امکان اضافه‌کردن ماژول‌های جدید را برای کاربر مهیا کرده و باعث افزایش انعطاف‌پذیری سیستم شده است.



شکل (۳): تصویری از فانتوم QCT ساخته شده شامل ماژول (۱) و (۲) درپوش، (۳) چند دیسکی، (۴) مخزن آب، (۵) و (۶) الگوی میله‌ای.

ماژول چند دیسکی، متشکل از استوانه‌هایی با قطر ۲۵ میلی‌متر از جنس پلی‌اتیلن با چگالی کم (LDPE)، تفلون برای

گرفته است. ابزار ابداعی بر روی سیستم تصویربرداری CT حجمی 64-slice GE Light speed VCT موجود در بیمارستان امام خمینی (ره) تهران، آزمایش و نتایج آنالیزها و فرآیند ساخت CP در مقاله حاضر گزارش شده است. هم‌چنین صحت عملکرد نتایج به‌دست آمده از ابزار اندازه‌گیری مطالعه حاضر از طریق مقایسه با داده‌های گزارش‌شده کارخانه GE سازنده سیستم CT نشان داده شده است.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۱.۲. سیستم تصویربرداری CT

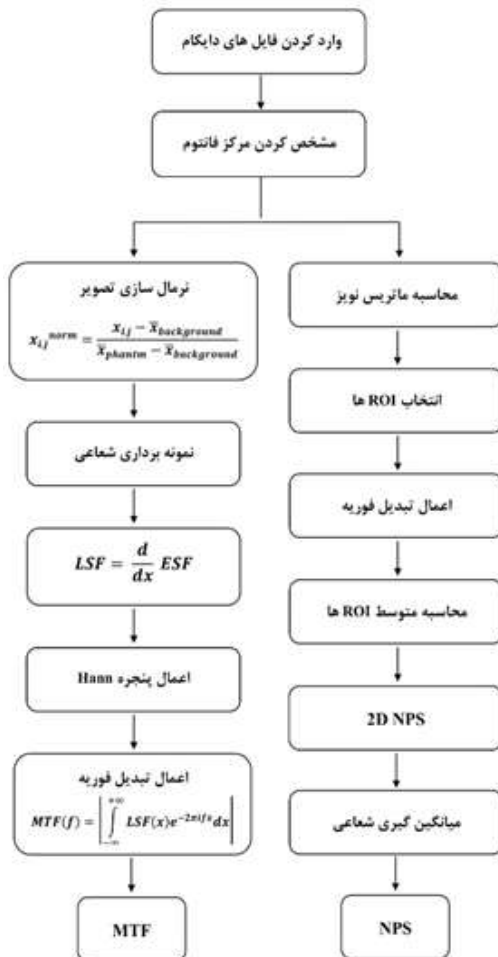
همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شد، از سیستم تصویربرداری حجمی 64-slice GE Light speed VCT (GE Healthcare technologies, Waukesha, WI) با پارامترهای ذکر شده در جدول ۱، برای اسکن فانتوم استفاده شده است. این سیستم تصویربرداری ۶۴ اسلایس و در هر اسلایس ۹۱۲ آشکارساز بر روی یک کمان، کنار یکدیگر چیده شده‌اند. بنابراین مجموعاً سیستم دارای ۵۸۳۶۸ آشکارساز می‌باشد. حداکثر قطر میدان دید ۵۴ سانتی‌متر، فاصله چشمه تا مرکز چرخش ۵۴ سانتی‌متر، و فاصله چشمه تا آشکار ۹۵ سانتی‌متر می‌باشد. حداقل فیلتر اضافی و ذاتی تیوب به ترتیب ۳/۲۵ mm آلومینیم و ۰/۱ mm مس می‌باشد. هم‌چنین از الگوریتم FBP با کرنل استاندارد برای بازسازی تصاویر محوری (Axial) استفاده شده است [۱۱].

جدول ۱: مشخصات پروتکل استفاده شده برای اسکن فانتوم.

نوع اسکن	محوری
ولتاژ تیوب (kVp)	۱۲۰
مقادیر جریان-زمان تیوب (mAs)	۲۶۰ (مطابق استاندارد)
اندازه میدان دید (cm)	۲۵
ضخامت اسلایس (cm)	۰/۲۵
کرنل بازسازی	استاندارد

$$CNR = \left( \frac{\overline{CT}_o - \overline{CT}_b}{\sigma_b} \right) \quad (1)$$

که در آن  $\overline{CT}_o$ ،  $\overline{CT}_b$  و  $\sigma_b$  به ترتیب میانگین اعداد CT در ROI<sup>۱</sup> داخل نمونه مورد نظر، میانگین اعداد CT زمینه و اندازه نوفه زمینه می‌باشند. روند محاسبات NPS، LSF، ESF و MTF در شکل ۵ نشان داده شده است.

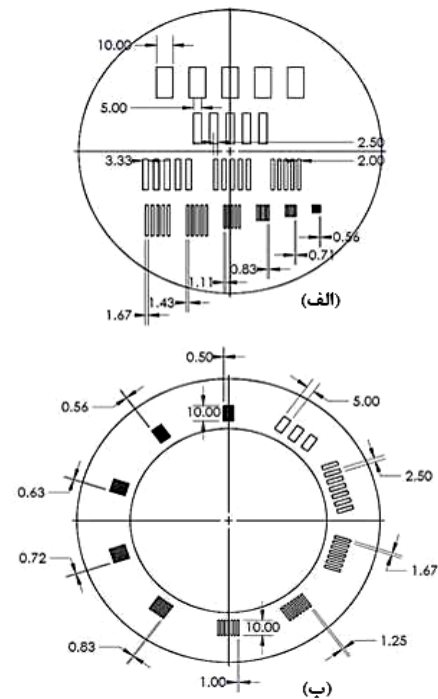


شکل (۵): روند محاسبات NPS و MTF در برنامه گرافیکی.

NPS بافت و ساختار نوفه سیستم را در فرکانس‌های مختلف مشخص می‌کند. مراحل محاسبه ما برای NPS به شرح زیر است:

۱- دو تصویر CT از ماژول مخزن آب QCT با پارامترهای تصویربرداری یکسان تهیه شد.

شبییه‌سازی مواد استخوانی، اکریلیک و آب جامد (مواد پس‌زمینه) است. مقادیر اسمی عدد CT هوا، LDPE، تفلون، اکریلیک و آب به ترتیب ۱۰۰۰-، ۱۰۰-، ۹۷۰ و ۱۰۰ و ۰ است. ماژول‌های شعاعی و مسطح الگوی نوار با ابعاد نشان داده شده در شکل ۴، با استفاده از یک پریتر سه‌بعدی FDM با توان تفکیک ۵۰ میکرومتر ساخته شده است.



شکل (۴): (الف) ماژول الگوی نوار مسطح برای محاسبه توان تفکیک، (ب) ماژول الگوی نوار شعاعی. به دلیل وجود آرتیفکت‌های مانند آرتیفکت‌های حلقوی، امکان محاسبه توان تفکیک، تنها با یکی از این ماژول‌ها ممکن نیست و نیاز است که توان تفکیک با هر دو این ماژول‌ها اندازه‌گیری شود.

## ۲.۲.۲. برنامه گرافیکی

قسمت نرم‌افزاری QCT قادر به محاسبه پارامترهای استاندارد، میانگین عدد CT، ضریب یکنواختی، بزرگی نوفه، CNR، توان تفکیک مکانی و پارامترهای پیشرفته‌ای هم‌چون NPS، LSF، ESF و MTF می‌باشد. CNR معیاری مناسب برای توصیف دامنه سیگنال نسبت به نوفه در یک تصویر است و به وسیله رابطه ۱ محاسبه می‌شود [۱۲]:

<sup>۱</sup> Region of Interest

۵- در نهایت NPS از طریق میانگین‌گیری شعاعی با فاصله شعاعی مناسب از مرکز 2D NPS محاسبه شد (شکل ۷).  
MTF معیاری کمی برای محاسبه و ارزیابی توان تفکیک تصاویر است. مراحل محاسبه ما برای MTF به شرح زیر است:

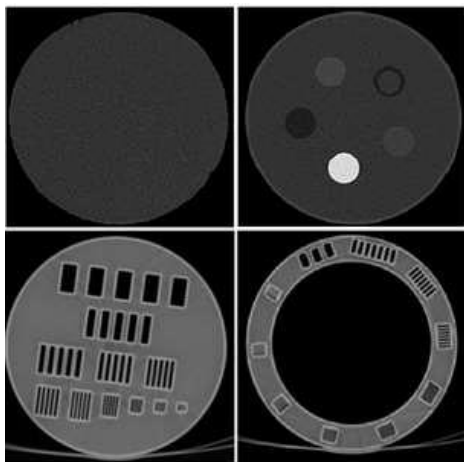
۱- تصویر CT بدست آمده از ماژول چند دیسکی با استفاده از رابطه زیر هنجارسازی و دامنه تغییرات عدد CT بین [۰ و ۱] محدود شد.

$$I_N(i, j) = \frac{CT(i, j) - \overline{CT}_b}{\overline{CT}_o - \overline{CT}_b} \quad (2)$$

که در آن  $CT(i, j)$ ، عدد CT پیکسل در موقعیت  $(i, j)$  را نشان می‌دهد و پارامترهای دیگر نیز در بخش CNR معرفی شده‌اند. بیشترین کنتراست بین دیسک‌ها و پس‌زمینه، مربوط به استوانه تفلونی است. بر این اساس، ROI مناسب برای اندازه‌گیری پارامتر MTF در این منطقه قرار داده شده است.

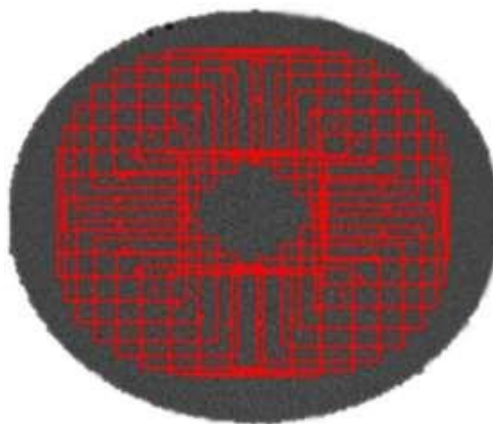
۲- مرکز استوانه از طریق رویکرد آستانه‌گذاری Otsu محاسبه شد [۱۳].

۳- به منظور محاسبه تابع پخش لبه یا ESF، ابتدا تصویر را به مختصات قطبی نگاشت کرده، سپس با فواصل مشخص از مرکز فانتوم، اقدام به نمونه‌برداری شده است.

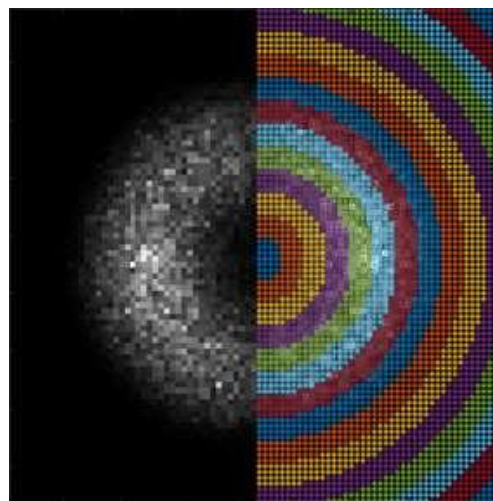


شکل (۸): برش‌های محوری نماینده قطعات فیزیکی QCT ساخته شده، شامل ماژول‌های مخزن آب، چند دیسکی، ماژول الگوی نوار صفحه‌ای (سمت چپ) و شعاعی (سمت راست).

۲- اختلاف دو تصویر حاصله، محاسبه شد. ماتریس بدست آمده را ماتریس نوفه نامیدیم، زیرا میانگین مقدار عناصر ماتریس به صفر میل می‌کرد.



شکل (۶): نمایی از یک انتخاب نوعی و اتوماتیک ROI ها به منظور نمونه‌برداری از تصویر اخذ شده از فانتوم.



شکل (۷): تصویری از نحوه نمونه‌برداری از نقشه 2D NPS برای تشکیل نمودار NPS.

۳- برای نمونه‌برداری از ماتریس نوفه، مطابق شکل ۶، مجموعه‌ای از ROI های مستطیلی در شعاع مناسب از مرکز ماتریس نوفه انتخاب شدند.

۴- برای کاهش خطا و نوسانات در محاسبه NPS شبه سه‌بعدی<sup>۱</sup>، ابتدا تبدیل فوریه دوبعدی (FFT)، بر روی هر یک از ROI ها اعمال کرده و سپس میانگین ROI های تبدیل شده محاسبه گردیده است.

<sup>۱</sup> Pseudo 3D NPS

شکل ۸ تصاویر بازسازی شده از ماژول‌های QCT ساخته شده را نشان می‌دهد که از ماژول‌های مخزن آب، چند دیسکی و الگوی نوار تشکیل شده است. تصویر بالا سمت چپ در شکل ۸، تصویر اسکن شده از ماژول مخزن آب را نشان می‌دهد.

برای انجام آزمون یکنواختی UF<sup>۱</sup>، پنج ROI، در موقعیت‌های ساعت ۳، ۶، ۹ و ۱۲ و مرکز ماژول قرار گرفته‌اند. اعداد CT اندازه‌گیری شده در موقعیت‌های مرکز، ۳، ۶، ۹ و ۱۲ به ترتیب ۳/۰۵، ۱/۲۱، ۳/۴۲، ۲/۲۷ و ۰/۸۹ می‌باشند. متغیر UF، با تفاضل میانگین اعداد CT در ROI های محیطی از اعداد CT با ROI مرکزی، حاصل می‌شود که این مقدار، مطابق جدول ۲، برابر ۱/۱۲ محاسبه شده است. اعداد CT ثبت شده برای هر پنج ROI در محدوده خطای قابل قبول قرار دارد [۴] و [۱۴]. تصویر بالا سمت راست در شکل ۸، تصویر اسکن شده از ماژول چند دیسکه را نشان می‌دهد. اعداد CT اندازه‌گیری شده هوا، LDPE، تفلون، اکریلیک و آب مطابق جدول ۲ به ترتیب ۹۹۷/۳۶، -۹۹/۵۵، ۹۲۷/۴۷، ۱۱۲/۵۴ و ۲/۰۵ می‌باشند. تمام اعداد CT اندازه‌گیری شده در محدوده خطای قابل قبول است [۴] و [۱۴].

CNR تفلون، LDPE و اکریلیک به ترتیب ۲۰/۷۲، ۲/۳۹ و ۲/۱۹ هستند. اندازه‌گیری‌های CNR نسبت به روش‌های بازسازی کاملاً حساس است [۴]. مطابق معیارهای پیشنهادی ACR برای پروتکل سر بزرگسالان، مقادیر CNR باید بیش از ۱ باشد و با نتایج ما مطابقت دارد. این پارامتر به منظور بهینه‌سازی پروتکل CT برای یک کنتراست مورد نظر به‌عنوان مثال: کنتراست ید و کنتراست چگالی بافت مفید است [۳].

شکل ۹ و ۱۰ به ترتیب پروفایل‌های تابع پخش لبه و تابع پخش خط را نشان می‌دهند که از این دو نمودار برای محاسبه MTF استفاده شده است. شکل ۱۱ و ۱۲ به ترتیب

۴- از ESF برای تولید تابع پخش خط یا LSF به صورت زیر مشتق‌گیری شد.

$$LSF(r) \approx \frac{ESF_{k+1} - ESF_{k-1}}{2(r_{k+1} - r_k)} \quad (۳)$$

۵- پنجره هان (Hann window) بر پروفایل LSF اعمال شد.

۶- در نهایت MTF با اعمال تبدیل فوریه (FFT) با معادله زیر محاسبه گردید:

$$MTF(r) = \frac{\int_0^{\infty} LSF(r) \cdot \exp(-2\pi i f r) dr}{\int_0^{\infty} LSF(r) dr} \quad (۴)$$

که  $MTF(0) = 1$  در نظر گرفته شده است.

### ۳. نتایج و بحث‌ها

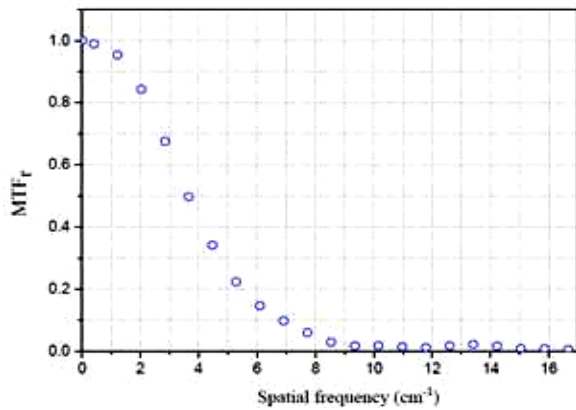
در مطالعه حاضر ابتدا اعتبارسنجی و سنجش صحت عملکرد ابزار طراحی شده از طریق مقایسه پارامترهای پایه تصویر به دست آمده از تصویربرداری آن در فضای کلینیک، با گستره مقادیر انتظاری و پایه گزارش شده در مراجع [۴] و [۱۴]، انجام شد. سپس به اندازه‌گیری پارامترهای پیشرفته تصویر هم‌چون ESF، LSF، MTF، NPS به منظور ارتقاء اندازه‌گیری پارامترهای جدید مورد نیاز برای ارتقاء آنالیز کمی تصاویر CT پرداخته شده است.

جدول ۲: مقایسه نتایج پارامترهای پایه‌ای تصویر به دست آمده از ابزار طراحی شده در مطالعه حاضر با گستره مقادیر انتظاری و پایه اعلام شده در مراجع [۴] و [۱۴].

پارامترهای پایه تصویر	مطالعه حاضر	کارخانه GE	گزارش ACR
ضریب یکنواختی (HU)	۱/۱۲	۳ تا -۳	۵ تا -۵
عدد سی تی (HU)	آب ۲/۰۵ تفلون ۹۲۷/۴۷ اکریلیک ۱۱۲/۵۴ LDPE -۹۹/۵۵ هوا -۹۹۷/۳۶	آب ۰±۳ تفلون † اکریلیک † LDPE -۱۰۱ تا -۸۹ هوا -۱۰۱۰ تا -۹۹۰	آب ۰±۷ تفلون ۸۵۰ تا ۹۷۰ اکریلیک ۱۱۰ تا ۱۳۵ LDPE -۱۰۷ تا -۸۴ هوا -۱۰۰۵ تا -۹۷۰
رزولوشن (lp/cm)	۶/۸۷	≥ ۶/۵	≥ ۶
بزرگی نویز (HU)	۴/۶۲	۴/۳±۰/۵	۵ تا -۵

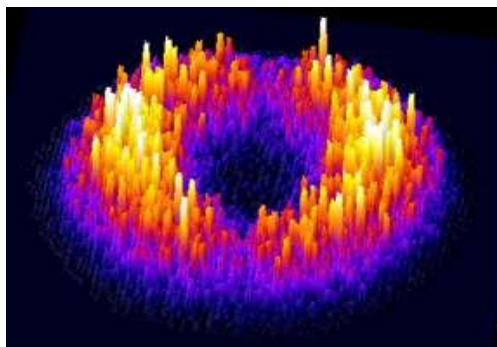
† مقادیری گزارش نشده بود.

<sup>۱</sup> Uniformity Factor



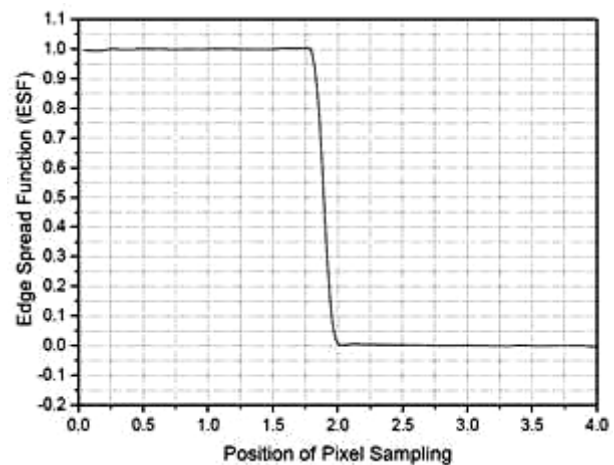
شکل (۱۲): تصویری از مقدار میانگین MTF که به‌طور خودکار توسط QCT محاسبه می‌شود.

MTF برابر با ۱۰٪، کوچک‌ترین تغییرات مکانی در تصویر را نشان می‌دهد. این نتایج، MTF برابر با ۱۰٪ را  $6/87$  (lp/cm) نشان می‌دهد. این با نتایج به‌دست آمده با استفاده از الگوی مسطح و شعاعی bar pattern قابل مقایسه است که بین  $6$  (lp/cm) تا  $7$  است (همان‌طور که در شکل ۸ نشان داده شده است). مطابق جدول ۲، همه نتایج ما با داده‌های اندازه‌گیری GE و ACR [۴، ۱۴] مطابقت دارند که توان تفکیک مکانی باید برای پروتکل سر بزرگسالان برابر  $6$  (lp/cm) یا از آن فراتر رود. شکل ۱۳ و ۱۴ به ترتیب نمایش سه‌بعدی و میانگین‌گیری شده NPS را نشان می‌دهد. افزایش NPS از  $200$  به  $2000$  بین فرکانس مکانی  $0$  تا  $0/45$  به دلیل وجود فیلتر شیب (ramp filter) در الگوریتم FBP است. در فرکانس مکانی  $0/8$  به دلیل وجود فیلتر پایین‌گذر، به صفر کاهش می‌یابد. شکل 3D NPS با عملکرد فیلتر شیب (ramp filter) الگوریتم‌های بازسازی FBP سازگار است.

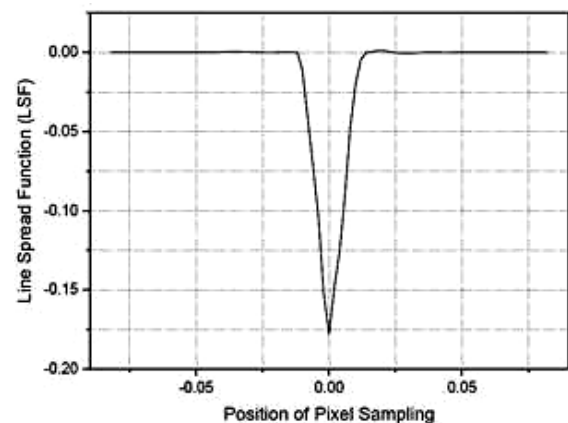


شکل (۱۳): تصویری از 3D NPS که به‌طور خودکار توسط QCT محاسبه می‌شود.

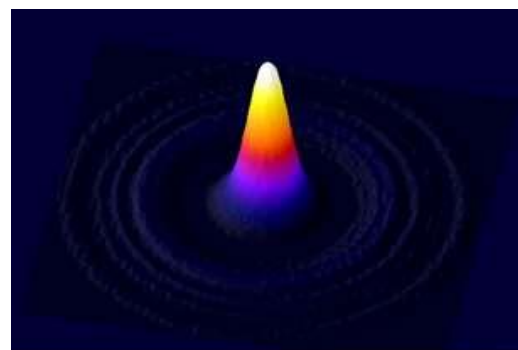
نمایش سه‌بعدی و میانگین‌گیری شده از MTF را به‌عنوان تابعی از فرکانس مکانی که به‌طور خودکار توسط QCT تخمین زده می‌شود، نشان می‌دهد.



شکل (۹): پروفایل ESF به‌دست آمده از ماده با عدد CT بسیار بالا نسبت به مواد زمینه آب.



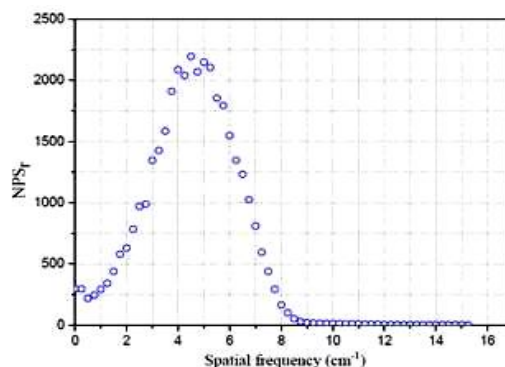
شکل (۱۰): پروفایل LSF به‌دست آمده از ماده با عدد CT بسیار بالا نسبت به مواد زمینه آب.



شکل (۱۱): تصویری از 3D MTF که به‌طور خودکار توسط QCT محاسبه می‌شود.

۳۵۰ دلار بوده است که در مجموع تمام هزینه‌های مربوط به کار در آزمایشگاه، خرید لوازم، طراحی و ساخت را شامل می‌شود. قیمت فانتوم AAPM، ۳۳۶۹ دلار است<sup>۱</sup> که حدود ۹ برابر قیمت QCT است. بر این اساس، فانتوم ما نه تنها برای خواسته‌های کاربر انعطاف‌پذیرتر است، بلکه بسیار مقرون‌به‌صرفه‌تر از نمونه‌های تجاری مشابه است.

به روش مشابه، می‌توان ابزارهای اندازه‌گیری برای برنامه‌های QC/QA برای سایر روش‌های تصویربرداری، مانند ماموگرافی [۱۷، ۱۸]، SPECT و PET [۱۸] نیز تهیه کرد. این مقاله نسخه بسط و توسعه‌یافته مقاله کنفرانسی [۱۹] می‌باشد. در مقاله حاضر برای افزایش سرعت در محاسبات (۲ برابر حالت قبلی)، به جای نمونه‌برداری بر روی تمام زوایا و انتخاب قطاع‌های نمونه‌برداری به صورت حلقوی کامل (۰ تا ۳۶۰ درجه)، به دلیل تقارن دیسک‌ها؛ مطابق شکل ۷، نمونه برداری‌ها به صورت هر نیم‌حلقه (۰ تا ۱۸۰ درجه) صورت پذیرفته است. اگرچه کاهش فضای نمونه‌برداری سبب افزایش ۲ برابر سرعت محاسبات شده است، اما احتمال افزایش خطا در محاسبات به دلیل وجود نویز در تصاویر کلینیکی نیز متناسباً افزایش می‌یابد. بنابراین جهت تخمین صحت نتایج به دست آمده از روش حاضر، محاسبات پارامترهای بنیادین بسیار حساس به نویز نظیر LSF و ESF، MTF سه‌بعدی انجام شد. اعتبارسنجی روش حاضر، با داده‌های منتشر شده توسط کارخانه GE [۱۴] و گزارش بین‌المللی ACR [۴] انجام شد. نتایج نشان دادند کاهش فضای نمونه‌برداری از حالت کامل به حالت نصف، تأثیر مخربی بر روی صحت نتایج نداشته و در مقابل موجب افزایش ۲ برابری سرعت محاسبات شده است. بنابراین، ابزار ارائه شده در مطالعه حاضر می‌تواند کمک مناسبی به ارتقاء برنامه‌های کنترل کیفی و تضمین کیفیت باشد.



شکل (۱۴): NPS به عنوان تابعی از فرکانس مکانی به طور خودکار توسط QCT محاسبه می‌شود.

#### ۴. نتیجه‌گیری

در این مقاله، ما یک CP جدید را به همراه یک برنامه گرافیکی ارائه کرده‌ایم که می‌تواند اندازه‌گیری پارامترهای جدید و پیشرفته مورد نیاز برای ارتقاء آنالیز کمی تصاویر CT هم‌چون تابع پخش لبه (ESF)، تابع پخش خط (LSF)، تابع انتقال مدولاسیون (MTF)، توان تفکیک مکانی، طیف توان نوفه (NPS) را فراهم سازد. ابزار توسعه داده شده‌ی ما، این امکان را می‌دهد تا به طور خودکار پارامترهای پیشرفته تصاویر خروجی اسکنرهای CT را ارزیابی کرده و فانتوم‌های QC انعطاف‌پذیر و ارزان را ایجاد کنیم.

ارزیابی تجربی ابزار ما بر روی سیستم تصویربرداری CT حجمی GE Light speed VCT 64-slice موجود در بیمارستان امام خمینی (ره) تهران انجام شده است. با مقایسه نتایج ما با داده‌های منتشر شده توسط تولیدکننده GE و نتایج ACR [۴، ۱۴]، دقت بالای QCT نشان داده شد. بنابراین، QCT یک ابزار اندازه‌گیری طلایی برای QA/QC سیستم‌های CT است که با نظارت خودکار بر طیف گسترده‌ای از شاخص‌های نوین، عملکرد سیستم را مورد ارزیابی قرار می‌دهد [۱۵].

هم‌چنین در این مطالعه، جزئیات فرآیند ساخت فانتوم خود را نیز گزارش کرده‌ایم. کل هزینه تولید فانتوم QCT، تقریباً

<sup>1</sup><https://www.universalmedicalinc.com/aapm-ct-performance-phantom.html>



## ۵. مراجع

- [1] J-O. Johnson. Emergency Imaging: Case Review E-Book. Elsevier Health Sciences, (2019).
- [2] H. Khodajou-Chokami, S.A. Hosseini, M.R. Ay, and H. Zaidi. Mcnp-fbsm: Development of mcnp/mcnpX source model for simulation of multi-slice fan-beam x-ray ct scanners, IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), (2019).
- [3] IAEA. Human Health Series No. 19. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, (2011) 13-17.
- [4] American College of Radiology. Computed Tomography Quality Control Manual, (2017).
- [5] H. Khodajou-Chokami and D.V. Dylov. Data Fusion Approach for Constructing Unsupervised Augmented Voxel-Based Statistical Anthropomorphic Phantoms, IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM), (2019).
- [6] H. Khodajou-Chokami, S.A. Hosseini, M.R. Ay, A. Safarzadehamiri, P. Ghafarian and H. Zaidi. A novel method for measuring the mtf of ct scanners: A phantom study, International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), (2019).
- [7] S.N. Friedman, G.S. Fung, J.H. Siewerdsen, and B.M. Tsui. A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom, Medical physics 40.5(2013) 051907.
- [8] F. Zarb, L. Rainford, and M.F. McEntee. Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality, Radiography 17.2(2011) 109-114.
- [9] J.M. Boone. Determination of the presampled MTF in computed tomography, Medical Physics 28.3(2001) 356-360.
- [10] S. Richard, D.B. Husarik, G. Yadava, S.N. Murphy, and E. Samei. Towards task-based assessment of CT performance: system and object MTF across different reconstruction algorithms, Medical physics, 39(7Part1) (2012) 4115-4122.
- [11] H. Khodajou-Chokami, A. Bitarafan, D.V. Dylov, M.S. Baghshah and S. A. Hosseini. Personalized Computational Human Phantoms via a Hybrid Model-based Deep Learning Method, IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (2020).
- [12] J.T. Bushberg, and J.M. Boone. The essential physics of medical imaging, Lippincott Williams & Wilkins, (2011).
- [13] N. Otsu. A threshold selection method from gray-level histograms, IEEE transactions on systems, man, and cybernetics, 9(1) (1979) 62-66.
- [14] GE LightSpeed™ VCT scanner, Technical Reference Manual, 5340596-1EN Revision 5, (2011).
- [15] P. Nowik, R. Bujila, G. Poludniowski, and A. Fransson. Quality control of CT systems by automated monitoring of key performance indicators: a two-year study, Journal of applied clinical medical physics, 16(4) (2015) 254-265.
- [16] A.S. Amiri, H. Khodajou-Chokami, N. Vosoughi and M. Noorvand. Monte carlo modeling of magnification mode for quantitative assessment of image quality in mammography systems, IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), (2019).
- [17] H. Khodajou-Chokami, B.V. Vahdat, A. Ebrahimi-Khankook and M. Noorvand. MamSim: A Computational Software Platform for Measuring and Optimizing Imaging and Dosimetry Parameters in Screen-Film and Digital Mammography Systems, IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA), (2020).
- [18] A. Rahmim and H. Zaidi. PET versus SPECT: strengths, limitations and challenges. Nuclear medicine communications, 29(3) (2008) 193-207.
- [19] H. Khodajou-Chokami, S.A. Hosseini, M. Ghorbanzadeh and M. Mohammadi. QCT: A

Measuring Tool Dedicated to the Estimation of  
Image Parameters for Quality  
Assurance/Quality Control Programs of CT

Scanners. IEEE International Symposium on  
Medical Measurements and Applications  
(MeMeA) (2020).