Paramedical Sciences and Military Health
Volume 18, Number 3, 2024

Original Article

Investigating the Effect of Using Different Image Reconstruction Kernels on the CT Number of Different Brain Tissues

Peyvand Farzanpour[1], Hossein Khosravi [2*], Salman Jafari[2], Safoora Niczad[1], Leli Tapak[3]

[1] Department of Medical Physics, School of Medicine, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

[2] Department of Radiology, School of Allied Medical Sciences, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

[3] Department of Biostatistics, School of Health, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran

Abstract

Introduction: Considering the frequency of brain injuries in emergency situations and the importance of preparing high-quality images for the correct diagnosis of abnormalities in the brain tissue, the use of these error reduction methods is of great importance. Therefore, the purpose of this study is to determine the CT scan number of different brain tissues and to investigate the effect of using different reconstruction kernels on the CT scan number of different brain tissues.

Methods and Materials: This cross-sectional and experimental study was conducted on 67 patients CT scan brain image. This study was conducted to determine the CT number of white matter, gray matter of the brain, cerebrospinal fluid and skull bone in soft tissue reconstruction kernels (H31s) and sharp kernels (sharp 70s).

Results: In the reconstruction of the image using a sharp kernel, the CT numbers in the gray matter of the brain, white matter of the brain, cerebrospinal fluid and skull bone had an increasing trend, which were 39.15, 33.01, 9.41 and 1091.2, respectively. However, the tissue kernel soft was 36.7, 32.66, 9.25 and 1080.77 respectively. The average CT number in the gray matter of the brain increased significantly in the sharp kernel. There is also an increase in the white matter of the brain and cerebrospinal fluid; however, it was not statistically significant. In the skull bone, the CT number increased in the sharp kernel and this difference was not significant.

Discussion and Conclusion: In this study, both reconstruction kernels can be used to determine the CT number of the gray matter of the brain, skull bone, white matter of the brain, and cerebrospinal fluid. Moreover, different kernels do not have any effect on the CT scan number of different brain tissues. It is suggested that in future studies, the CT scan number of the gray matter of the brain should be checked with higher measurement accuracy, it should be evaluated and compared in other tissues as well, and the changes in its amount should be interpreted based on the determined body tissues and the imaging results.

Keywords: CT SCAN Number, Brain Tissues, Different Kernels

***(Corresponding Author) Hossein Khosravi**, Assistant Professor of Medical Physics, Department of Radiology, School of Allied Medical Sciences, Hamadan University of Medical Sciences, Hamedan, Iran.
Email: hkhosravi55@gmail.com

مجله علوم پیراپزشکی و بهداشت نظامی
سال هجدهم، شماره سوم، ۱۴۰۲

مقاله تحقیقاتی

بررسی تأثیر استفاده از کرنل‌های مختلف بازسازی تصویر بر روی عدد سی تی بافت‌های مختلف مغز

پیوند فرزان پور[۱]، حسین خسروی[۲*]، سلمان جعفری[۲]، صفورا نیک زاد[۱]، لیلی تاپاک[۳]

[۱] گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۲] گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران
[۳] گروه آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

چکیده

مقدمه: با توجه به فراوانی آسیب‌های مغزی در شرایط اورژانس و اهمیت تهیه تصاویر با کیفیت بالا جهت تشخیص درست ناهنجاری‌ها در بافت مغز، استفاده از این روش‌های کاهش خطا از اهمیت بالایی برخوردار است. بنابراین، هدف از این مطالعه تعیین عدد سی‌تی‌اسکن بافت‌های مختلف مغز و بررسی تأثیر استفاده از کرنل‌های مختلف بازسازی بر روی عدد سی تی بافت‌های مختلف مغز می‌باشد.

مواد و روش‌ها: مطالعه انجام شده یک پژوهش مقطعی ازنوع مطالعات علوم پایه (Experimental) می‌باشد که بر روی تصویر سی‌تی‌اسکن مغز ٦٧ بیمار انجام شده است. این مطالعه به‌منظور تعیین عدد سی تی ماده سفید، خاکستری مغز، مایع مغزی نخاعی و استخوان جمجمه در کرنل‌های بازسازی بافت نرم (H31s) و کرنل تیز (sharp 70s) انجام شد.

یافته‌ها: در بازسازی تصویر با استفاده از کرنل تیز، اعداد سی تی در ماده خاکستری مغز، ماده سفید مغز، مایع مغزی نخاعی و استخوان جمجمه روند افزایشی داشت که به ترتیب به‌صورت۱۵/ ۳۹، ۳۳/۰۱، ۹/٤۱ و ۱۰۹۱/۲ بوده است ولی در مورد کرنل بافت نرم به ترتیب به‌صورت۷/ ۳٦، ٦٦/ ۳۲، ۲۵/ ۹و ۱۰۸۰/۷۷ بوده است. میانگین عدد CT در ماده خاکستری مغز در کرنل تیز به‌طور معناداری افزایش یافت، در ماده سفید مغز و مایع مغزی نخاعی نیز افزایش یافت ولی ازنظر آماری معنادار نبود. در استخوان جمجمه نیز در کرنل تیز عدد CT افزایش‌یافته و این تفاوت معنادار نبود.

بحث و نتیجه‌گیری: در این مطالعه برای تعیین عدد سی تی ماده خاکستری مغز، استخوان جمجمه، ماده سفید مغز و مایع مغزی نخاعی می‌توان از هر دو کرنل بازسازی استفاده کرد و کرنل‌های مختلف تأثیری بر روی عدد سی‌تی‌اسکن بافت‌های مختلف مغزی ندارند. پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده، عدد سی‌تی‌اسکن در مورد ماده خاکستری مغز با دقت اندازه‌گیری بالاتری بررسی گردد و در سایر بافت‌ها نیز مورد ارزیابی و مقایسه قرار گیرد و تغییرات میزان آن بر اساس بافت‌های بدنی تعیین‌شده و نتایج تصویربرداری تفسیر گردد.

کلمات کلیدی: عدد CT SCAN، بافت‌های مغز، کرنل‌های مختلف

*(نویسنده مسئول) **دکتر حسین خسروی**، دکتری تخصصی فیزیک پزشکی، استادیار گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران.
آدرس الکترونیکی: hkhosravi55@gmail.com

مقدمه

سی‌تی‌اسکن (Computed Tomography)، روشی نوین است که در علوم تشخیصی کاربرد فراوانی دارد. در این روش، کالبد انسان یا دیگر جانوران به‌صورت مقطعی اسکن می‌شود و بدین ترتیب بخش‌هـــای درونی بدن نیز برای پزشـــکان قابل رؤیت می‌گردد. امروزه فناوری ســـی‌تی اسکن در بیمارستان‌ها و مراکز پژوهشی در سرتاسر دنیا (از جمله در ایران) کاربرد وسیع دارند (۱۰-۱). کامپیوتر میزان اشـــعه‌ای را که هر حجـــم معینی از بافت جذب می‌کند، محاســـبه می‌کند. این حجم بافتی را واکســـل (Voxel) می‌نامند که مشـــابه چند میلی‌متر مکعب از بافت بدن می‌باشـــد (۱۵-۱۱). در سی‌تی‌اسکن یک لایه مقطعی از بدن به واکسل‌های ریز تقســـیم می‌شـــود، که با توجه به مقدار جذب اشـــعه توسط هر کدام از واکســـل‌های بدن، عدد ســـی تی آن محاسبه می‌شود و می‌توان با توجه به عدد ســـی تی به تغییـــرات بافت‌های بدن پی برد (۲۰-۱۶). برای نمایش تصویر، اعداد ســـی تی بر اساس طیف خاکســـتری متناسب، به‌صورت سطوح روشنایی نشان داده می‌شوند (۲۴-۲۱).

در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۷ توسط Volgyes و همکارانش در نروژ انجام شد اثر کرنل‌های مختلف بر عدد سی تی بررسی شد. پنج اســـکن متفاوت با کیلوولتاژهای مختلف تیوب بر روی یک فانتوم Catphan ۶۰۰ در سطوح دز یک‌سان گرفته شد. اسکن‌ها با استفاده از کرنل‌های بازسازی متفاوت ایجاد شدند. نتایج نشان می‌داد که روش‌های بازســـازی نسبت کنتراست به نویز را بهبود می‌بخشد(۲۵).

در مطالعـــه دیگری که در ســـال ۲۰۱۶ توســـط khoramian و همکارانش در ایران انجام شـــد کرنل‌های مختلف (H30، H10، H70،H50،H40) به‌منظـــور کاهـــش نویز و افزایش شـــدت در لبه‌های تصاویر ســـی تی حاصل از یک فانتوم اســـتفاده شدند و نویز و رزولوشـــن فضایی تصاویر اندازه‌گیری و با هم مقایســـه شدند. نتایج نشان می‌داد با افزایش شماره کرنل نویز افزایش اما رزولوشن بهبود یافته است(۲۶).

در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۴ توسط Rienmuller و همکارانش انجام شد. تأثیر استفاده از الگوریتم‌ها و کرنل‌های مختلف بازسازی تصویر بر تخمین جریان خون میوکاردیال بررسی شد. نتایج این مطالعه نشـــان می‌داد اســـتفاده از تکنیک‌های پیشرفته کامپیوتری نقش مهمی در بهبود و بازسازی بهینه تصاویر دارد(۲۷).

در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۰ توسط Eldevik و همکارانش در نروژ انجام شـــد ارتباط بین تیزی تصویر و نویز در تصاویر سی تی بازسازی شده با کرنل‌های مختلف ارزیابی شد. نتایج حاصل از این مطالعه نشـــان می‌داد که روش‌های استفاده شده تغییرات معنـــادار در کاهش نقـــاط حاصل از نویـــز در تصویر و افزایش رزولوشن تصویر داشتند؛ بنابراین توانایی کاربر در استفاده از این روش‌های بازسازی تصویر به‌صورت بهینه می‌تواند تأثیر معنادار در بهبود کیفیت تصاویر و قدرت تشـــخیص ناهنجاری‌ها داشته باشد(۱۹).

نادیـــا اور و همکاران در مطالعه‌ای عدد سی‌تی‌اســـکن را مورد ارزیابی و مقایسه با سایه خاکستری قرار داده و مشاهده کرده‌اند که رابطه‌ای قوی بین عدد هانسفیلد در CT با Gray Level (سایه خاکســـتری) در بافت‌های نرم (R2=۰/۸۵ و p-value=۰/۰۰۱) و سخت (R2=۰/۷۴ و P=۰/۰۰۱) و نیز کل بافت‌ها (R2=۰/۹۱ و P=۰/۰۰۱) حاصل شده است (۲۸).

در مطالعـــه رازی و همـــکاران (۲۰۱۹) با هدف مقایســـه واحد هانســـفیلد در سی‌تی‌اســـکن با سطح خاکســـتری در CT پرتو مخروطی، بر روی ۲۵ بافت نرم و ســـخت مختلف در ۲۱ بیمار مورد بررســـی قرار گرفت. تصاویر CBCT با دستگاه Newtom VGi (ورونا، ایتالیا) و تصاویر CT با واحد Somatom Sensation (زیمنس، آلمان) تهیه شـــد. نتایج. همبســـتگی قوی بین HU در CT و ســـطح خاکســـتری در CBCT در بافت نرم (P<۰/۰۰۱) و بافت‌هـــای ســـخت (R2= ۰/۷۴, P<۰/۰۰۱) و به طور کلی (P<۰/۰۰۱) وجود داشت (۲۹).

یکی از روش‌های تصویربرداری که برای تشخیص دقیق بسیاری ضایعات مغزی به‌ویژه در شـــرایط اورژانس اســـتفاده می‌شـــود سی‌تی‌اســـکن می‌باشد. تشخیص بافت‌های مختلف و ناهنجاری آن‌هـــا از روی تعیین اعداد ســـی تی و تغییـــرات رخ داده در آن امکان‌پذیر اســـت. علی‌رغم دقت بالای این روش تصویربرداری در تعیین ضایعات و ناهنجاری‌ها، عوامل خطای متعدد می‌توانند با اثرگذاری بر اعداد ســـی تی بافت‌هـــا و ایجاد ارتیفکت ها در تشـــخیص بیماری تأثیرگذار باشـــند و تشـــخیص را با مشکل مواجه ســـازند. روش‌های مختلف بازسازی تصویر تحت عنوان کرنل‌های بازســـازی تصویر وجود دارند کـــه می‌توانند با اعمال

توابع ریاضیاتی پردازش تصویر، نویز و خطاهای تصویربرداری را کاهش و دقت در تشـــخیص ناهنجاری‌ها را افزایش دهند. با توجه به فراوانی آسیب‌های مغزی در شرایط اورژانس و اهمیت تهیه تصاویر با کیفیت بالا جهت تشـــخیص درست ناهنجاری‌ها در بافت مغز، اســـتفاده از ایـــن روش‌های کاهش خطا از اهمیت بالایی برخوردار اســـت؛ بنابراین، هدف از این مطالعه تعیین عدد سی‌تی‌اســـکن بافت‌های مختلف مغز و بررســـی تأثیر استفاده از کرنل‌هـــای مختلف بازســـازی بر روی عدد ســـی تی بافت‌های مختلف مغز می‌باشد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه طی ســـال ۱۴۰۰ در مرکز ســـی تی اسکن بیمارستان شهید بهشـــتی همدان انجام شـــد. ۶۷ بیمار مراجعه کننده برای انجام ســـی تی ســـر به طور تصادفی و داوطلبانه انتخاب شدند. قبل از انجـــام مطالعه از بیماران رضایت نامه کتبی گرفته شـــد. تاییدیه اخلاقی ایـــن مطالعه از کمیته تحقیقات دانشـــگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران ۲۸۲. ۱۴۰۰. IR.UMSHA.REC اخذ گردید. این حجم نمونه با اســـتفاده از فرمول برآورد نسبت و با در نظر گرفتن با قـــرار دادن ۰/۰۵ = α برای حدود اطمینان ۹۵ درصد و ۰/۵ =p و ۰/۱۲ =d به صورت زیر محاسبه گردید:

$$n = \frac{1.96^2 \times 0.5(1-0.5)}{0.12^2} = 67$$

برای اســـکن بیماران از دســـتگاه سی‌تی‌اســـکن زیمنس ۱۶ مقطعی اســـتفاده شـــد. ابتدا یک تصویر توپوگرام در جهت کرانیوکائودال از بالای ورتکس تا پایین فورامن مگنوم تهیه گردید. ســـپس اســـکن ســـر بیماران در مد سکونشـــال انجام شـــد. پارامترهای تابش شامل کیلوولت ۱۱۰، جریان تیوب ۱۰۰ میلی آمپر، زمان چرخش یک ثانیه، کولیماســـیون ۱۶×۰/۶، ضخامت مقطع ۵ میلی متر برای تمام بیماران بود. برای بازســـازی تصویر از دو کرنـــل از کرنل بافت نرم (H31s) و کرنل تیز (sharp 70s) اســـتفاده شـــد و تصاویر با پنجره پارانشیم مغـــز (WL= ۴۰ و WW= ۱۲۰) نمایش داده شـــدند. در مرحله بعد عدد ســـی تی ماده خاکستری و ســـفید، استخوان جمجمه ۵ و مایع مغزی نخاعی در محیط بازبینی نرم افزار بارگذاری و با انتخاب ROI، اعداد ســـی تی ماده خاکستری مغز، سفید مغز، مایع مغزی نخاعی و استخوان اندازه‌گیری شد. برای بیمارن داده‌های به‌دست‌آمده با استفاده از نرم‌افزار SPSS مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت. به‌منظور بررســـی معنادار بودن تفاوت بین عدد ســـی تی در شرایط مختلف از آزمون آماری کروسکالوالیس[1] و من وینتی[2] استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه، به‌منظور بررســـی عدد سی‌تی‌اســـکن در بیمارستان شهید بهشـــتی انجام شده است. نتایج نشان می‌دهد عدد سی تی ماده خاکستری مغز، ســـفید مغز، مایع مغزی نخاعی و استخوان جمجمه با اســـتفاده از کرنل بافت نرم به ترتیب ۳۶/۷، ۳۲/۶۶، ۹/۲۵ و ۱۰۸۰/۷۷ و در کرنل تیز به‌صورت ۳۹/۱۵، ۳۳/۰۱، ۹/۴۱ و ۱۰۹۱/۲ بود. (جدول۱)

جدول ۱-تعیین عدد سی تی ماده خاکستری مغز با استفاده از کرنل بافت نرم (H31s)

ماده	Mean	SD	95%CI	
			Lower	Upper
خاکستری مغز	۳۶/۷	۶/۴۴	۳۵/۱۹	۳۹/۲۲
سفید مغز	۳۲/۶۶	۱/۷۱	۳۲/۲۶	۳۳/۰۶
مایع مغزی نخاعی	۹/۲۵	۱/۱۱	۸/۸۹	۹/۵۱
استخوان جمجمه	۱۰۸۰/۷۷	۲۱۷/۷۵	۱۰۲۹/۶	۱۱۳۱/۹۴

نتایج مربوط به عدد سی تی ماده خاکستری مغز، سفید مغز، مایع مغزی نخاعی و استخوان جمجمه با استفاده از کرنل تیز به ترتیب در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲- تعیین عدد سی تی ماده خاکستری مغز با استفاده از کرنل تیز (sharp 70s)

ماده	Mean	SD	95%CI	
			Lower	Upper
خاکستری مغز	۳۹/۱۵	۵/۳	۳۷/۹	۴۰/۳۹
سفید مغز	۳۳/۰۱	۲/۴۲	۳۲/۴۴	۳۳/۵۸
مایع مغزی نخاعی	۹/۴۱	۲/۶۷	۷/۷۸	۱۰/۰۴
استخوان جمجمه	۱۰۹۱/۰۲	۲۲۹/۳۵	۱۰۳۷/۱۳	۱۱۴۴/۹۲

میانگین عدد CT ماده خاکستری مغز در کرنل تیز بیشتر از کرنل

1 Kruskal wallis
2 Mann whitney

بافت نرم بود و این تفاوت در افزایش عدد CT در این دو کرنل معنادار گزارش شد. (جدول ۳)

جدول ۳- مقایسه عدد سی تی ماده خاکستری مغز با استفاده از کرنل‌های بافت نرم و تیز

کرنل	Mean	SD	P
کرنل نرم (H31s)	۳۶/۷	۶/۴۴	۰/۰۱۴
کرنل تیز (sharp 70s)	۳۹/۱۵	۵/۳	

نتایج نشـــان داد میانگین عدد CT ماده ســـفید مغز در کرنل تیز بیشـــتر از کرنل بافت نرم بود اما این تفاوت در افزایش عدد CT در این دو کرنل معنادار نبود. (جدول ٤)

جدول ٤- مقایسه عدد سی تی ماده سفید مغز با استفاده از کرنل‌های بافت نرم و تیز

کرنل	Mean	SD	P
کرنل نرم (H31s)	۳۲/۶۶	۱/۷۱	۰/۳۲
کرنل تیز (sharp 70s)	۳۳/۰۱	۲/۴۲	

نتایج نشان داد میانگین عدد CT مایع مغزی نخاعی در کرنل تیز بیشـــتر از کرنل بافت نرم بود اما این تفاوت در افزایش عدد CT در این دو کرنل معنادار نبود. (جدول ۵)

جدول ۵- مقایسه عدد سی تی مایع مغزی نخاعی با استفاده از کرنل‌های بافت نرم و تیز

کرنل	Mean	SD	P
کرنل نرم (H31s)	۹/۲۵	۱/۱۱	۰/۶۲
کرنل تیز (sharp 70s)	۹/۴۱	۲/۶۷	

نتایج نشـــان داد میانگین عدد CT استخوان جمجمه در کرنل تیز بیشـــتر از کرنل بافت نرم بود اما این تفاوت در افزایش عدد CT در این دو کرنل معنادار نبود. (جدول ٦)

جدول ٦- مقایسه عدد سی تی استخوان جمجمه با استفاده از کرنل‌های بافت نرم و تیز

کرنل	Mean	SD	P
کرنل نرم (H31s)	۱۰۸۰/۷۷	۲۱۷/۷۵	۰/۷۸
کرنل تیز (sharp 70s)	۱۰۹۱/۰۲	۲۲۹/۳۵	

بحث و نتیجه‌گیری

در ایـــن مطالعه که بر روی تصویر سی‌تی‌اســـکن مغز ٦٧ بیمار انجام شـــد، نتایج کلی نشان داد در بازسازی تصویر با استفاده از کرنل تیز، اعداد ســـی تی در ماده خاکستری مغز، ماده سفید مغز و مایع مغزی نخاعی و اســـتخوان جمجمه روند افزایشی داشت کـــه به ترتیب به‌صـــورت ۳۹/۱۵، ۳۳/۰۱، ۹/٤۱ و ۱۰۹۱/۲ بوده اســـت ولی در مورد کرنل بافت نـــرم به ترتیب به‌صورت ۳٦/۷، ۳۲/٦٦، ۹/۲۵ و ۱۰۸۰/۷۷ بوده اســـت. میانگین عدد CT در ماده خاکســـتری مغز در کرنل تیز به‌طور معناداری افزایش یافت و در ماده سفید مغز و مایع مغزی نخاعی نیز افزایش یافت ولی ازنظر آماری معنادار نبود. در اســـتخوان جمجمه نیز در کرنل تیز عدد CT افزایش‌یافته و این تفاوت معنادار نبود.

در مطالعه‌ای که در سال ۲۰۱۷ توسط Volgyes و همکارانش در نروژ انجام شد اثر کرنل‌های مختلف بر عدد سی تی بررسی شد. نتایج نشان می‌داد که روش‌های بازسازی نسبت کنتراست به نویز را بهبود می‌بخشد(۲۵).

در مطالعـــه دیگری که در ســـال ۲۰۱٦ توســـط khoramian و همکارانش در ایران انجام شـــد کرنل‌های مختلف (H10، H30، H40، H50، H70) به‌منظـــور کاهش نویز و افزایش شـــدت در لبه‌های تصاویر سی تی حاصل از یک فانتوم استفاده شدند. نتایج نشان می‌داد با افزایش شـــماره کرنل نویز افزایش اما رزولوشن بهبود یافته است(۲٦).

در مطالعـــه Rienmuller و همکارانـــش کـــه تأثیر اســـتفاده از الگوریتم‌هـــا و کرنل‌هـــای مختلف بازســـازی تصویر بر تخمین جریان خون میوکاردیال بررسی شد. نتایج نشان می‌داد استفاده از تکنیک‌های پیشرفته کامپیوتری نقش مهمی در بهبود و بازسازی بهینه تصاویر دارد(۲۷).

در مطالعه Eldevik و همکاران روش‌های استفاده شده تغییرات معنـــاداری در کاهش نقاط حاصل از نویـــز در تصویر و افزایش

رزولوشن تصویر داشتند بنابراین توانایی کاربر در استفاده از این روش‌های بازسازی تصویر به‌صورت بهینه می‌تواند تأثیر معنادار در بهبود کیفیت تصاویر و قدرت تشـــخیص ناهنجاری‌ها داشته باشد(۱۹).

Avron و همـــکاران در مطالعـــه‌ای عدد سی‌تی‌اســـکن را مورد ارزیابی و مقایسه با سایه خاکستری قرار داده و مشاهده کرده‌اند که رابطه‌ای قوی بین عدد هانسفیلد در CT با Gray Level (سایه خاکســـتری) در بافت‌های نرم (R2=۰/۸۵ و p-value=۰/۰۰۱) و سخت (R2=۰/۷٤ و P=۰/۰۰۱) و نیز کل بافت‌ها (R2=۰/۹۱ و P=۰/۰۰۱) حاصل شده است(۲۸).

در مطالعه Razi و همکاران همبســـتگی قوی بین HU در CT و سطح خاکستری در CBCT در بافت نرم (P< ۰/۰۰۱، R2= ۰/۸۵) و بافت‌هـــای ســـخت (P<۰/۰۰۱، R2= ۰/۷٤) و بـــه طور کلـــی (P< ۰/۰۰۱، R2= ۰/۹۱) وجود داشت. درجه بالایی از توافق بین HU در CT و سطح خاکستری در CBCT در هر دو بافت سخت و نرم مشاهده شد(۲۹).

در مطالعه Yadegari و همکاران حجم‌های خاکســـتری به دست آمـــده از تصاویر CBCT به طـــور قابل توجهی تحت تأثیر مکان ناحیه مورد نظر و اندازه میدان تابشـــی قـــرار گرفتند (p< ۰/۰۵ برای هر دو عامل). پس از مقایســـه بین حجم‌های خاکســـتری، عـــدد هانســـفلید و ناحیه مورد نظر اســـتخوان قدامی فک پایین نشـــان‌دهنده حداقل خطا بود، در حالی که دندان‌های فک پایین خلفی بیشـــترین خطا را نشـــان دادند. علاوه بر این، FOV های ۸ × ۸ ســـانتی متر و ۱۲ × ۱۵ ســـانتی متر به ترتیب کمترین و بالاترین درجه خطای حجم خاکستری را داشتند(۳۰).

در مطالعـــه ای کـــه توســـط Anbiaee و همکاران انجام شـــد، آزمایشـــات آماری همبستگی معنی‌داری را بین مقادیر خاکستری CBCT و حجم کل استخوان و ضخامت ترابکولار نشان دادند. این نتایج از طریق آنالیز هیستومورفومتری به دست آمد (۳۱).

در مطالعه Sorooshfard و همکاران، نشـــان دادند که کرنل‌ها و الگوریتم‌های بازسازی به طور قابل توجهی نویز، نسبت سیگنال به نویز (SNR) و نسبت کنتراست به نویز (CNR) را تحت تاثیر قرار می‌دهند. با افزایش وضوح کرنل‌های بازسازی، نویز افزایش یافت و CNR کاهش یافت. SNR و CNR افزایش قابل توجهی در بازسازی تکراری در مقایسه با الگوریتم پس پروجکشن فیلتر شده داشتند. نویز با افزایش mAS در بافت‌های نرم کاهش یافت. همچنیـــن KVp تأثیر معنی‌داری بر HUs داشـــت. تغییرات دوز محاسبه شـــده TPS برای مدیاستن و ســـتون فقرات کمتر از ۲ درصد و برای دنده کمتر از ۸ درصد بود (۳۲).

در این مطالعه، برای تعیین عدد ســـی تی ماده خاکســـتری مغز، استخوان جمجمه، ماده سفید مغز و مایع مغزی نخاعی می‌توان از هر دو کرنل بازسازی استفاده کرد و کرنل‌های مختلف تأثیری بر روی عدد سی‌تی‌اسکن بافت‌های مختلف مغزی ندارند و می‌توان در هـــر کرنلی با توجه به عدد ســـی تی به تشـــخیص نزدیک‌تر شـــد. پیشنهاد می‌شـــود که در مطالعات آینده، عدد سی‌تی‌اسکن در مورد ماده خاکستری مغز با دقت اندازه‌گیری بالاتری بررسی گردد و در ســـایر بافت‌ها نیز مورد ارزیابی و مقایســـه قرار گیرد و تغییرات میزان آن بر اســـاس بافت‌های بدنی تعیین‌شده و نتایج تصویربرداری تفسیر گردد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی همدان به خاطـــر حمایت مالی این مطالعـــه در قالب پایان نامه شماره ۱٤۰۰۰٤۱۵۳۳۲۳ تشکر و قدردانی می‌نمایند.

تعارض در منافع

نویسندگان اذعان دارند که هیچ تعارض منافعی بین آن ها در این مقاله وجود ندارد.

References

1. Ducommun J-c, Goldberg HI, Korobkin M, Moss AA, Kressel HY. The relation of liver fat to computed tomography numbers: a preliminary experimental study in rabbits. Radiology. 1979;130(2):511-3.
2. Hsu S-H, Cao Y, Huang K, Feng M, Balter JM. Investigation of a method for generating synthetic CT models from MRI scans of the head and neck for radiation therapy. Physics in Medicine & Biology. 2013;58(23):8419.
3. Borga M, Virtanen KA, Romu T, Leinhard OD, Persson A, Nuutila P, Enerbäck S. Brown adipose tissue in humans: detection and functional analysis using PET (positron emission tomography), MRI (magnetic resonance imaging), and DECT (dual energy computed tomography). InMethods in enzymology 2014 Jan 1; 537: 141-159. Academic Press.

4. Artz NS, Hines CD, Brunner ST, Agni RM, Kühn J-P, Roldan-Alzate A, et al. Quantification of hepatic steatosis with dual-energy computed tomography: comparison with tissue reference standards and quantitative magnetic resonance imaging in the ob/ob mouse. Investigative radiology. 2012; 47(10): 603.

5. Yajima Y, Narui T, Ishii M, Abe R, Ohtsuki M, Goto Y, et al. Computed tomography in the diagnosis of fatty liver: total lipid content and computed tomography number. The Tohoku journal of experimental medicine. 1982;136(3):337-42.

6. Meek S, Kendall J, Porter J, Freij RJEMJ. Can accident and emergency nurse practitioners interpret radiographs? A multicentre study. 1998;15(2):105-7.

7. Guly HJEMJ. Diagnostic errors in an accident and emergency department. 2001;18(4):263-9.

8. Willis BH, Sur SDJEJoEM. How good are emergency department Senior House Officers at interpreting X-rays following radiographers' triage? 2007;14(1):6-13.

9. Schenkel SJAEM. Promoting patient safety and preventing medical error in emergency departments. 2000;7(11):1204-22.

10. Bushberg JT, Boone JM. The essential physics of medical imaging: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.

11. Code S. Radiation Protection in Radiology—Large Facilities. 2008.

12. Bongartz GJC. European guidelines on quality criteria for computed tomography (Report EUR 16262, Brussels): Chapter 1, Quality criteria for computed tomogrpahy. 1998.

13. Ay MR, Mehranian A, Maleki A, Ghadiri H, Ghafarian P, Zaidi HJPM. Experimental assessment of the influence of beam hardening filters on image quality and patient dose in volumetric 64-slice X-ray CT scanners. 2013;29(3):249-60.

14. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LND, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. 2003;30(10):2762-92.

15. Curry TS, Dowdey JE, Murry RC. Christensen's physics of diagnostic radiology: Lippincott Williams & Wilkins; 1990.

16. Verdun F, Racine D, Ott J, Tapiovaara M, Toroi P, Bochud F, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. 2015;31(8):823-43.

17. Dowsett D, Kenny PA, Johnston RE. The physics of diagnostic imaging: CRC Press; 2006.

18. Dowsett D, Johnston R, KP. The physics of diagnostic imaging. London: Chapman & Hall 1998.

19. Eldevik K, Nordhøy W, Skretting AJRpd. Relationship between sharpness and noise in CT images reconstructed with different kernels. 2010;139(1-3):430-3.

20. Seifarth H, Raupach R, Schaller S, Fallenberg EM, Flohr T, Heindel W, et al. Assessment of coronary artery stents using 16-slice MDCT angiography: evaluation of a dedicated reconstruction kernel and a noise reduction filter. 2005;15(4):721-6.

21. Romans L. Computed Tomography for Technologists: A comprehensive text: Lippincott Williams & Wilkins; 2018.

22. Seeram EJJoMI, Sciences R. Computed tomography: physical principles and recent technical advances. 2010;41(2):87-109.

23. Broder JS. Diagnostic Imaging for the Emergency Physician E-Book: Elsevier Health Sciences; 2011.

24. Jang KJ, Choi JW, Kweon DC, Lee JW, Goo EH, Dong KR, et al. Measurement of image quality in CT images reconstructed with different kernels. 2011;58.

25. Völgyes D, Pedersen M, Stray-Pedersen A, Waaler D, Martinsen ACTJJocat. How different iterative and filtered back projection kernels affect computed tomography numbers and low contrast detectability. 2017;41(1):75-81.

26. Khorramian D, Hashemi Malayeri B, Sistani SJPS, Health M. Effects of different reconstruction kernels on noise and spatial resolution of computed tomography images: a phantom study. 2016;11(1):25-9.

27. Rienmüller T, Baumgartner C, Makarenko V, Bockeria L, Ourednicek P, Rienmüller R, editors. Effect of different reconstruction algorithms on quantitative evaluation of dynamic CT data for the estimation of myocardial blood flow2014: European Congress of Radiology-ESCR 2014.

28. Avron N. Examining the compatibility of the Hunsfield number obtained from the CT scan with the shades of the gray spectrum of computed tomography with a cone-shaped beam: Tabriz University of Medical Sciences, Faculty of Dentistry. 2016.

29. Razi T, Emamverdizadeh P, Nilavar N, Razi SJJodr, dental clinics, dental prospects. Comparison of the Hounsfield unit in CT scan with the gray level in cone-beam CT. 2019;13. 177(3).

30. Yadegari A, Safi Y, Shahbazi S, Yaghoutiazar S, Ghazizadeh Ahsaie M. Assessment of CBCT gray value in different regions-of-interest and fields-of-view compared to Hounsfield unit. Dentomaxillofacial Radiology. 2023 Nov 1;52(8):20230187.

31. Anbiaee N, Shafieian R, Shiezadeh F, Shakeri M, Naqipour F. Correlation between gray values in cone-beam computed tomography and histomorphometric analysis. Imaging Science in Dentistry. 2022 Dec;52(4):375.

32. Sorooshfard E, Tahmasbi M, Chegeni N, Birgani MJ. Evaluating the effects of variation in CT scanning parameters on the image quality and Hounsfield units for optimization of dose in radiotherapy treatment planning: A semi-anthropomorphic thorax phantom study. Journal of Cancer Research and Therapeutics. 2023;19(2):426-34.