

ارزیابی تغییرات مقیاس خاکستری تصاویر دستگاه‌های CBCT در راستاهای مختلف با استفاده از فایل DICOM

عهده‌آغاز^۱، محمدرضا کاردان^{۲*}، محمدرضا دیوبند^۳، بهادر بهادرزاده^۴، یاسر کاسه‌ساز^۱ و حسین قدیری^۵

^۱ پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته‌ای، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران.

^۲ گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

^۳ دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، فارس، ایران.

^۴ مرکز تحقیقات تصویربرداری سلولی و مولکولی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

^۵ گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.

* تهران، انتهای خیابان کارگر شمالی، سازمان انرژی اتمی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده راکتور و ایمنی هسته‌ای، کدپستی: ۱۴۳۹۹-۵۱۱۱۳

پست الکترونیکی: mkardan@aeoi.org.ir

چکیده

تصاویر دستگاه‌های تصویربرداری CBCT دندانی که در آن‌ها از پرتوهای مخروطی شکل استفاده شده و با فرمت DICOM ذخیره‌سازی می‌شوند، دارای کاربردهای مختلفی در حوزه دندان‌پزشکی از جمله ارزیابی چگالی استخوان برای انتخاب محل مینی ایمپلنت ارتودنسی، تشخیص از دست رفتن استخوان و سایر موارد می‌باشد. در این دستگاه‌ها تصاویر حاصل بر خلاف دستگاه‌های تصویربرداری CT دارای عدم یکنواختی مقیاس خاکستری در راستاهای مختلف تصویر می‌باشند. این امر همراه با عدم توانایی CBCT در نمایش واقعی اعداد سی تی باعث می‌شود که دستیابی به اطلاعات مربوط به چگالی استخوان با مشکل روبرو شده و بنابراین نمی‌توان تشخیص دقیق و صحیحی از عارضه‌های دندانی با به کارگیری اطلاعات کمی تصاویر حاصل از این دستگاه‌ها به دست آورد. در این راستا به جهت اینکه بتوان با استفاده از اطلاعات کمی تصاویر این دستگاه‌ها ارزیابی دقیق‌تری از چگالی استخوان داشت به بررسی تغییرات مقیاس خاکستری در تصاویر مربوط به چند دستگاه متفاوت CBCT (شامل دستگاه‌های New Tom GIANO، Scanora 3D و Care stream CS9300) پرداخته شد. نتایج نشان داد که روند تغییرات مقیاس خاکستری برای هر دستگاه در هر راستا منحصر به همان دستگاه بوده و می‌توان چنین استنتاج کرد که در هر دستگاه تغییرات مقیاس خاکستری تصاویر در هر راستا دارای روند تغییرات تقریباً ثابتی می‌باشد. یکی از مهمترین نتایج این است که تغییرات مقیاس خاکستری تصاویر برای دستگاه‌های NewTom GIANO و SOREDEX Scanora 3D در راستای محور بدن (محور Z) دارای روند ثابتی است و به ترتیب کمترین نوسانات و انحراف معیار استاندارد (0/09 ± 0/04) و (0/18 ± 0/04) را دارد.

کلیدواژگان: تصاویر DICOM، برش‌نگاری، مقیاس خاکستری، عدد سی تی، چگالی استخوان، CBCT.

۱. مقدمه

كه براي مواردی همچون ایمپلنت^۹، اورتودنسی^{۱۰}، انتخاب محل مینی ایمپلنت ارتودنسی، تشخیص از دست رفتن استخوان، برنامه‌ریزی پیچیده تشخیصی و درمان، ارزیابی جراحی پاتولوژیک، بررسی^{۱۱} TMJ، ارزیابی قبل و بعد از عمل شکستگی‌های فک و جمجمه، اندازه‌گیری ضایعات دندان و ارزیابی کیفیت استخوان قبل از جراحی ایمپلنت دندان مورد استفاده قرار می‌گیرد، با مشکل روبرو شده و بنابراین نمی‌توان تشخیص دقیق و صحیحی از عارضه‌های دندان داشت [۷-۹]. در این راستا هدف از انجام این تحقیق بررسی تغییرات مقیاس خاکستری در تصاویر مربوط به چند دستگاه متفاوت CBCT بوده و این تغییرات را جهت ارزیابی دقیق‌تر چگالی استخوان مورد استفاده قرار داده و برای ارائه رویکردی برای محاسبات دقیق‌تر اعداد سی‌تی در تصاویر مربوط به دستگاه‌های CBCT است.

۲. مواد و روش‌ها

۲.۱. دستگاه‌ها و نرم‌افزارهای مورد استفاده

برای ارزیابی مقدار خاکستری تصاویر CBCT، از فانتوم سر CT از جنس PMMA^{۱۲} همگن و سه دستگاه CBCT برای اسکن فانتوم استفاده شد: CS 9300 (Carestream health، نیویورک، ایالات متحده آمریکا)، GIANO (New Tom، ورونا، ایتالیا)، Scanora 3D (Soredex، S3D، هلسینکی، فنلاند). از هر کدام از دستگاه‌های مذکور برای تصویربرداری در عدم حضور فانتوم جهت بررسی مقدار خاکستری هوا نیز استفاده شد. تصاویر مربوط به دستگاه‌های تصویربرداری CBCT و فانتوم مورد استفاده در این مطالعه در شکل ۱ نشان

برش‌نگاری کامپیوتری با استفاده از پرتوهای مخروطی شکل دندانی^۱ (CBCT) فناوری جدیدی مبتنی بر به کارگیری پرتوهای مخروطی شکل است که معمولاً از آشکارسازهای صفحه تخت بهره می‌برد که در آن تصاویر حاصل به صورت مجموعه داده^۲ DICOM ذخیره می‌شود و سپس می‌تواند در راستاهای مختلف (محوری^۳، از پیشانی به پشت سر^۴ یا از سمت چپ به سمت راست سر^۵) و همچنین پانورامیک مورد ارزیابی و استفاده قرار گیرد [۱، ۲].

CBCT دارای کنتراست بافت بسیار عالی بوده، تار شدن و همپوشانی دندان‌های مجاور را از بین می‌برد و با از بین بردن اثرات نماها^۶ طرح‌های متعادل را ارائه می‌دهد [۳، ۴]. از جمله مزایای برجسته CBCT کاهش هزینه‌های مصرفی و کاهش قابل توجه دز تابشی نسبت به CT^۷ پزشکی است. با وجود اینکه فناوری پرتو مخروطی می‌تواند تصاویر حجمی با میزان پرتوگیری چهار برابر کمتر از CT معمولی تولید کند، پرتوگیری مؤثر حاصل از آن به تنظیمات ولتاژ (قله) [kV(p)] و جریان تیوب (mA) بستگی دارد [۵-۷].

در دستگاه‌های CBCT تصاویر حاصل به دلیل مخروطی شکل بودن باریکه‌ی پرتو بر خلاف دستگاه‌های تصویربرداری CT دارای عدم یکنواختی مقیاس خاکستری در سه راستای محوری، کرونال و ساجیتال می‌باشند. این امر همراه با عدم توانایی CBCT در نمایش واقعی اعداد سی‌تی یا همان مقیاس هانسفیلد^۸ (HU) باعث می‌شود که ارزیابی‌های مربوط به چگالی استخوان با استفاده از تصاویر حاصل از این دستگاه‌ها

¹ Cone Beam Computed Tomography

² Digital Imaging and Communications in Medicine

³ Axial

⁴ Coronal

⁵ Sagittal

⁶ Projection

⁷ Computed Tomography

⁸ Hounsfield Unit

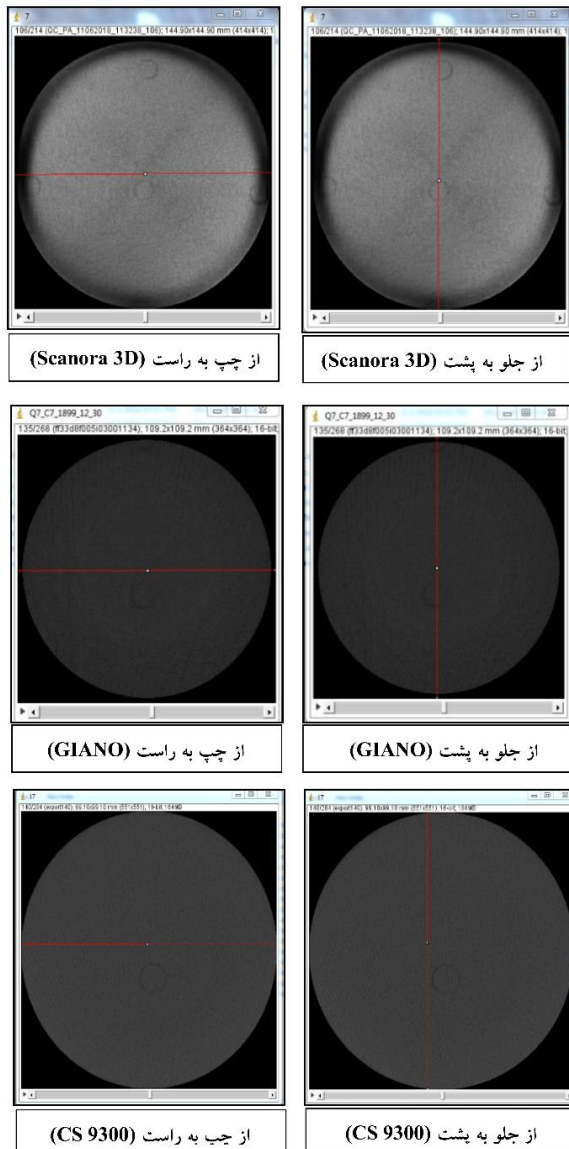
⁹ Implant

¹⁰ Orthodontic

¹¹ Temporomandibular Joint

¹² Poly Methyl Methacrylate

پروفایل‌های مربوط به صفحات عرضی (در دو راستای از چپ به راست و از جلو به پشت^۲ تصویر) و پروفایل در راستای محور بدن (سر) به دست آمد. مقطع عرضی تصویر مربوط به فانتوم و برای هر یک از دستگاه‌ها در شکل ۲ نشان داده شده‌اند.



شکل (۲): مقطع عرضی میانی میدان دید در اسکن فانتوم PMMA

مربوط به دستگاه‌های مورد استفاده.

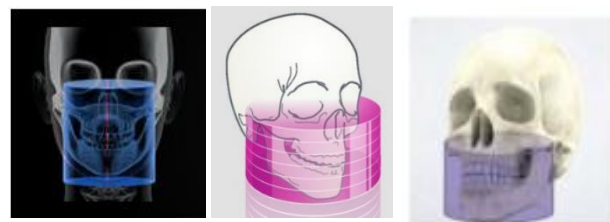
خطوط افقی و عمودی نمایانگر جهت ترسیم پروفایل‌های عرضی برای تصاویر می‌باشند.

داده شده است. به منظور بررسی و ارزیابی مقدار خاکستری^۱ (GV) و واحد هانسفیلد (HU) و تحلیل تصاویر حاصل از دستگاه‌های مذکور که با فرمت DICOM ذخیره‌سازی می‌شوند، از نرم‌افزار تخصصی ImageJ [۱۰] به عنوان یک جعبه ابزار پردازش تصاویر پزشکی استفاده شد و در تمام موارد جمع‌آوری داده تنها یک نفر مسئول گرفتن تصاویر و تحلیل آن‌ها بود. مشخصات دستگاه‌های مورد استفاده برای اسکن فانتوم و هوا و جزئیات اسکن در جدول ۱ آمده است.

جدول (۱): مشخصات اسکن دستگاه‌های CBCT مورد استفاده در این مطالعه.

مدل دستگاه تصویربرداری	FOV(cm ²)	mAs	kVp	درجه چرخش (°)
Scanora 3D	Ø۱۴/۵×۷/۵	۲۲/۵	۹۰	۳۶۰
CS9300	Ø۱۰×۱۰	۸۰	۹۰	۱۸۰
New Tom GIANO	Ø۱۱×۸	۱۰/۸	۹۰	۳۶۰

میدان دیدهای مورد استفاده از هر یک از دستگاه‌های مذکور به صورت طرح‌وار در شکل ۱ نشان داده شده‌اند.



شکل (۱): میدان دید (FOV) در الف) دستگاه New Tom GIANO، ب) دستگاه Soredex Scanora 3D و ج) دستگاه Care Stream CS9300.

شکل (۱): میدان دید (FOV) در الف) دستگاه New Tom GIANO، ب) دستگاه Soredex Scanora 3D و ج) دستگاه Care Stream CS9300.

۲.۲. ارزیابی و تحلیل تصاویر DICOM

در نرم‌افزار ImageJ برای تمام دستگاه‌های مورد استفاده از برش محوری مربوط به تصاویر استفاده شد و در این برش

^۲ Anterior –to- Posterior

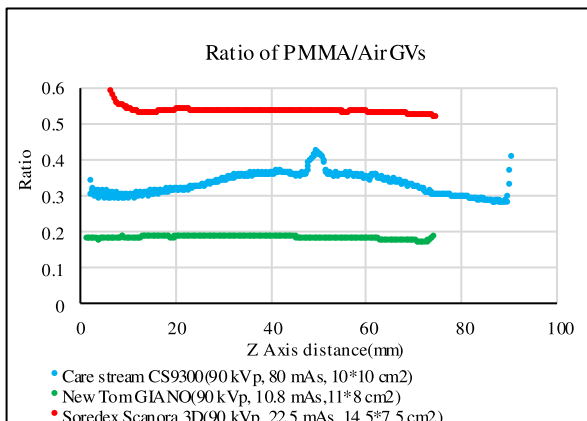
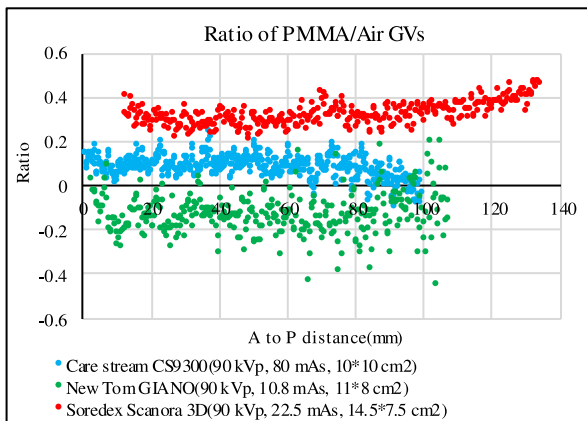
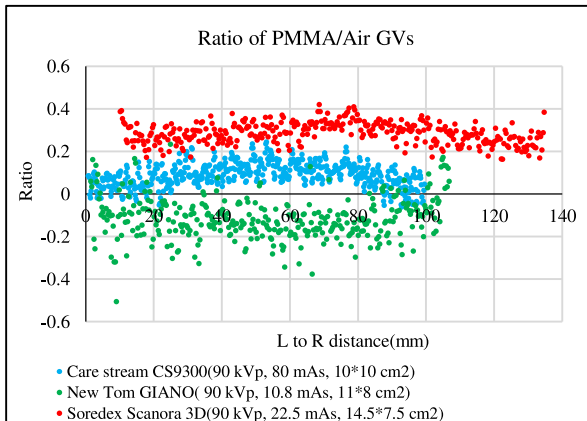
^۱ Gray Value

۳. نتايج

نتايج مربوط به مقادير خاكستري تصاوير هر يك از دستگاه‌هاي نامبرده با استفاده از نرم‌افزار ImageJ تحليل و داده‌هاي به‌دست آمده براي هر يك از راستاهاي چپ به راست و جلو به پشت در صفحه عرضي مياني FOV و راستاي محوري كه در راستاي محور Z يا همان محور بدن (سر) بيمار مي‌باشد گردآوري شد. اين كار براي هر دو حالت تصوير فانتوم همگن PMMA و تصوير هوا انجام شد. سپس داده‌هاي حاصل به‌صورت نمودار براي هر يك از سه دستگاه تصويربرداري CBCT كه در جدول ۱ فهرست شده‌اند و براي هر دو تصوير فانتوم همگن و تصوير هوا رسم شدند.

به دليل اينكه دستگاه‌هاي مختلف CBCT در مقايسه با يكديگر داراي مقادير خاكستري متفاوتي براي مواد مختلف مي‌باشند بنا بر اين تصميم بر اين شد كه نسبت بين مقادير خاكستري براي PMMA همگن به مقادير خاكستري براي هوا مربوط به هر دستگاه و در شرايط اسكن يكسان محاسبه شود. نتايج مربوط به اين محاسبه به صورت نمودارهايي در شكل ۳ نشان داده شده‌اند. در اين نمودارها محورهاي افقي مربوط به راستاي ترسيم پروفايل بر حسب ميلي‌متر و محور قائم مربوط به نسبت بين مقادير خاكستري به‌دست آمده براي PMMA و هوا مي‌باشد.

با توجه به اين كه هر دستگاه تصويربرداري CBCT داراي شرايط اسكن مختلفي (FOV، جريان لامپ، مقدار ولتاژ قله و مدت زمان گرفتن تصوير) بنا بر اين جهت مقايسه صحيح‌تر اين دستگاه‌ها با يكديگر سعي بر آن شد كه شرايط اسكن نزديك به هم از هر كدام در نظر گرفته شود كه اين شرايط با جزئيات در جدول ۱ فهرست شده‌اند. در نمودارهاي رسم شده در شكل ۳، اختصارات A to P نمايانگر راستاي جلو-پشت، L to R نمايانگر راستاي چپ به راست و Z Axis نمايانگر محور راستاي بدن (سر) مي‌باشند.



شكل (۳): تغييرات نسبت مقدار خاكستري PMMA/Air تصاوير دستگاه‌هاي CBCT الف) در راستاي چپ به راست صفحه عرضي مياني ميدان ديد، ب) در راستاي جلو به پشت صفحه عرضي مياني ميدان ديد و ج) در راستاي محوري Z يا همان راستاي بدن (سر) از ميدان ديد.

نتايج مربوط به مقادير به‌دست آمده براي هر يك از نمودارها و براي تمامی دستگاه‌هاي تصويربرداري مورد استفاده در اين مطالعه در جدول ۲ آورده شده است. مطابق با مقادير به‌دست آمده مشاهده مي‌شود كه نسبت تغييرات مقاييس خاكستري در

همان‌گونه که از نمودارهای شکل ۳ و جدول ۲ مشاهده می‌شود تغییرات نسبت مقادیر خاکستری PMMA نسبت به مقادیر خاکستری هوا در هر دو راستای چپ به راست و جلو به پشت در صفحه عرضی میانی از میدان دید برای هر سه دستگاه تصویربرداری دارای یک روند تقریباً یکسان بوده و می‌توان گفت که با حرکت در صفحه عرضی میانی میدان دید در راستای قطر مقطع دایره‌ای شکل در هر جهت مشاهده می‌شود که پروفایل تغییرات مقدار خاکستری دارای روند تغییرات یکسان بوده و در واقع این روند برای دستگاه‌های مختلف که دارای زاویه چرخش برابر هستند یکسان است. در راستای محور Z مشاهده می‌شود که برای دستگاه‌های Scanora 3D و New Tom GIANO کمترین انحراف معیار استاندارد برای نسبت مقادیر خاکستری وجود دارد، به این معنا که مقادیر خاکستری در تصاویر مربوط این دو دستگاه در راستای محور Z دارای کمترین تغییرات و نوسانات از مقدار میانگین خود می‌باشند.

دستگاه تصویربرداری CS9300 (Care Stream) که با زاویه ۱۸۰ درجه به دور سر بیمار چرخش می‌کند دارای چرخش ناقص بوده و به همین علت پروفایل تغییرات مقدار خاکستری در هر سه راستا دارای نوسانات بیشتری می‌باشند. این امر به دلیل تعداد نماهای کمتر در مقایسه با چرخش کامل (۳۶۰ درجه) دستگاه است که بر روی میزان پرتوگیری بیمار در میدان دید در تمام زوایا تأثیر گذاشته و در توزیع مقادیر خاکستری تصویر در تمام میدان دید عدم تقارن و یکنواختی ایجاد می‌کند. در راستای محور Z پروفایل تغییرات مقدار خاکستری PMMA نسبت به هوا یکنواختی بیشتر برای دستگاه‌های Scanora 3D و New Tom GIANO در روند تغییرات دیده می‌شود و این امر می‌تواند به این علت باشد که چرخش کامل این دستگاه‌ها باعث ایجاد یکنواختی و تقارن بیشتری در این راستا شده است. در ابتدا و انتهای پروفایل

هر دو راستای چپ به راست و جلو به پشت برای هر دستگاه دارای مقادیر نزدیک به هم می‌باشند. بدین معنا که در صفحه‌ی عرضی میانی میدان دید، روند تغییرات مقادیر خاکستری تصویر DICOM مربوط به هر دستگاه تصویربرداری منحصر به فرد در راستای تمامی اقطار مقطع دایره‌ای از میدان دید یکسان می‌باشد. اما برای راستای محور بدن (Z Axis) این تغییرات با تغییرات در صفحه عرضی بسیار متفاوت است.

جدول (۲): نتایج به دست آمده برای نسبت‌های مقادیر خاکستری PMMA/Air در هر راستا برای هر سه دستگاه مورد استفاده در این مطالعه.

مدل اسکنر	L to R Axis	A to P Axis	Z Axis
Scanora 3D	۰/۲۹ ± ۰/۰۶	۰/۳۳ ± ۰/۰۵	۰/۵۴ ± ۰/۰۹
CS9300	۰/۰۹ ± ۰/۰۵	۰/۰۹ ± ۰/۰۵	۰/۳۳ ± ۰/۰۳
New Tom GIANO	۰/۱۱ ± ۰/۰۹	۰/۱۲ ± ۰/۰۹	۰/۱۸ ± ۰/۰۴

۴. نتیجه گیری

از نتایج به دست آمده و نمودارهای مربوطه مشخص شد که در تصاویر مربوط به دستگاه‌های تصویربرداری CBCT مواد با چگالی‌های مختلف در شرایط متفاوت اسکن دارای مقادیر خاکستری متفاوت بوده و نمی‌توان همانند دستگاه‌های تصویربرداری CT یک مقدار مشخص و استاندارد برای هر ماده در تصاویر مربوط به این دستگاه‌ها بیان کرد.

بنابراین برای تحلیل کمی تصاویر دستگاه‌های CBCT که با فرمت DICOM ذخیره‌سازی می‌شوند هیچگونه استاندارد مشخصی در حال حاضر وجود ندارد و برای این کار تنها می‌توان بر مبنای داده‌های تصویر مربوط به همان دستگاه تصویربرداری استناد کرد و در واقع نمی‌توان از اطلاعات کمی مربوط به یک دستگاه CBCT برای تحلیل تصاویر مربوط به دستگاه‌های دیگر استفاده کرد.

متفاوت از دستگاه‌های CBCT مورد بررسی قرار گیرد. نتایج نشان دادند که این روند برای هر دستگاه تقریباً یکنواخت بوده و در هر راستای تصویر (صفحه عرضی میانی و راستای محور سر) می‌توان گفت که روند تغییرات یکنواخت می‌باشد. بنابراین جهت بررسی کمی تصاویر هر دستگاه می‌توان از روند تغییرات مقادیر خاکستری در هر راستا آگاه بود آن را مبنای تصمیم‌گیری برای تحلیل‌های کمی تصاویر مربوطه قرار داد.

۵. قدردانی

نویسندگان مقاله از مدیر عامل محترم شرکت پرتو آزما مهر که در جهت انجام هر چه بهتر و دقیق‌تر این تحقیق ما را یاری نمودند کمال تشکر و سپاسگزاری را دارند.

تغییرات مقدار خاکستری دیده می‌شود که روند تغییرات با میانه پروفایل متفاوت است که این امر ناشی از مرز میدان دید بوده که نمی‌توان با دقت بالاتری آن را تشخیص داد.

از نتایج حاصله چنین استنتاج می‌شود که برای ارزیابی چگالی استخوان که برای مواردی همچون ایمپلنت‌های دندانی، اورتودنسی، جراحی‌های کاشت دندانی، بررسی‌های TMJ، ارزیابی قبل و بعد از عمل شکستگی‌های فک و جمجمه و سایر مواردی که در مقدمه به آن‌ها اشاره شد، استفاده می‌شود، می‌توان از اطلاعات کیفی تصاویر دستگاه‌های CBCT استفاده کرد اما برای به کارگیری اطلاعات کمی این تصاویر نیاز هست که بررسی‌های بیشتری بر روی مقدار خاکستری آن‌ها صورت گیرد [۲، ۹]. در این تحقیق سعی بر آن شد که بتوان روند تغییرات مقادیر خاکستری برای تصاویر حاصل از چند مدل

۶. مراجع

- [1] R. Kanagaratnam. Comparative study of orthopantomograph and cone beam computed tomography as pre-operative diagnostic tools for lower third molar surgery, Master's thesis, University of Sydney, (2014).
- [2] N. Emadi, Y. Safi, A.A. Bagheban and S. Asgary. Comparison of CT-number and gray scale value of different dental materials and hard tissues in CT and CBCT. Iranian endodontic journal, 9(4) (2014) 283–288.
- [3] J.C. Kwong, J.M. Palomo, M.A. Landers, A. Figueroa and M.G. Hans. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 133(2) (2008) 317–327.
- [4] T. Razi, M. Niknami and F.A. Ghazani. Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects, 8(2) (2014) 107–115.
- [5] D. Schulze, M. Heiland, H. Thurmann and G. Adam. Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofacial Radiology, 33(2) (2004) 83–86.
- [6] N. Kamaruddin, Z.A. Rajion, A. Yusof and M.E. Aziz. Relationship between Hounsfield unit in CT scan and gray scale in CBCT. In AIP Conference Proceedings, 1791(1) (2016).
- [7] R. Pauwels, O. Nackaerts, N. Bellaiche, H. Stamatakis, K. Tsiklakis, A. Walker H. Bosmans, R. Bogaerts, R. Jacobs, K. Horner and SEDENTEXCT Project Consortium. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. The British journal of radiology, 86(1021) (2013) 20120135–20120141.
- [8] T.E. Reeves, P. Mah and W.D. McDavid. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: a clinical application. Dentomaxillofacial Radiology, 41(6) (2012) 500–508.
- [9] P. Mah, T.E. Reeves and W.D. McDavid. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofacial Radiology, 39(6) (2010) 323–335.
- [10] C.A. Schneider, W.S. Rasband and K.W. Eliceiri. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. Nature methods, 9(7) (2012) 671–675.