

مقایسه تاثیر CBCT با CT بر میزان آرتیفکتهای اسکن ایمپلنتهای دندانی

دکتر فرزاد اسماعیلی^۱ دکتر معصومه جوهری^۱ دکتر پژمان حدادی^{۲*}

۱- استادیار بخش رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

۲- استادیار بخش رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان

خلاصه:

سابقه و هدف: امروزه توموگرافی کامپیوتری با پرتو مخروطی شکل (CBCT) به عنوان جایگزینی برای توموگرافی کامپیوتری (CT) در درمانهای دندانپزشکی می باشد. مواد فلزی به کار رفته در دندانپزشکی قادر به ایجاد آرتیفکتهایی حاصل از پدیده سخت شدن پرتو می باشند. در این مطالعه میزان آرتیفکتهای ناشی از سخت شدن پرتو در تصاویر به دست آمده از دو دستگاه NewTom VG و Planmeca Promax با Somatom Sensation 64-Slice CT مورد مقایسه قرار گرفت.

مواد و روش ها: در این مطالعه توصیفی از [IMP 1003-L-HD] Implant drilling Model استفاده شد. ایمپلنت ها (Dentis) با طول و قطر یکسان در نواحی کانین، پره مولر و مولر قرار داده شدند. تصاویر یکسان از هر دستگاه توسط دو نفر مشاهده گر ارزیابی شد. میزان آرتیفکتهای بر اساس مقیاس تهیه شده طبق معیارهای کتب مرجع مورد بررسی قرار گرفت. نتایج به دست آمده توسط آزمون رتبه ای کروسکال والیس مورد بررسی و تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته ها: رتبه وضوح تصویر در دستگاه NewTom برابر با $4/53 \pm 0/48$ ، دستگاه Somatom برابر با $4/14 \pm 0/57$ و دستگاه Planmeca برابر با $1/80 \pm 0/84$ بود. تفاوت معنی داری در وضوح تصاویر در سه دستگاه مشاهده شد. ($P < 0/001$)

نتیجه گیری: با توجه به میزان اندک آرتیفکتهای فلزی در دستگاه NewTom VG، همچنین دوز پایین تر و هزینه کمتر آن در مقایسه با CT، استفاده از آن به منظور تصویربرداری از بیمارانی که دارای ترمیم ها وسیع، پروتزه های متعدد و یا درمان های قبلی ایمپلنت می باشند توصیه می گردد.

کلید واژه ها: توموگرافی کامپیوتری، پرتو مخروطی شکل، آرتیفکت، ایمپلنت دندانی

وصول مقاله: ۹۰/۱۲/۸ اصلاح نهایی: ۹۱/۳/۵ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۷

مقدمه:

درمان به ویژه در درمان های ایمپلنت، دارد.^(۱-۴) اگر فلزی در منطقه مورد اسکن وجود داشته باشد تصاویر بدست آمده مستعد ایجاد آرتیفکت هستند. آرتیفکت عامل اصلی تنزل کیفیت تصویر است. در بعضی از موارد این آرتیفکتهای فلزی تصویر را غیر قابل استفاده مینمایند.^(۴) بعضی از این آرتیفکتهای توسط پدیده ای بنام Beam hardening یا سخت شدن پرتو ایجاد می شوند. هنگامی که پرتو اشعه ایکس از میان یک جسم عبور می کند فوتون ها با انرژی کمتر در مقایسه با فوتون ها با انرژی بیشتر جذب

توموگرافی کامپیوتری (CT) یک روش تصویربرداری بسیار مهم به منظور تشخیص ضایعات بافت نرم و سخت در دهان و ناحیه و سر و گردن می باشد. هر چند استفاده از CT در اعمال دندانپزشکی به علت هزینه بالا، اندازه بزرگ تجهیزات و همچنین دوز بالای آنها محدود گشته است.^(۱) بر همین اساس طی سالهای اخیر توموگرافی کامپیوتری با پرتو مخروطی شکل (CBCT) به یک وسیله تشخیصی جایگزین و بسیار مهم در دندانپزشکی تبدیل گشته و با تهیه تصاویر سه بعدی از بیمار به نظر می رسد که پتانسیل بالایی در تشخیص و طرح

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر پژمان حدادی، رشت، خیابان امام خمینی، روبروی هتل پردیس، دانشکده دندانپزشکی گیلان تلفن: ۰۱۳۱-۳۲۳۰۷۷۵

Email: pejman_phm@yahoo.com

مواد و روش‌ها:

این مطالعه از نوع توصیفی بوده و به منظور انجام آن از مجموعه خشک انسان (dry skull) استفاده شد.^(۱) از آنجائیکه هدف ما بررسی آرتیفکتهای ناشی از سخت شدن پرتو در ایمپلنتهای دندانی بدون تداخل با هیچ ماده دیگری بود، از Implant Drilling Model [IMP 1003-L-HD] ساخت ژاپن که کاملاً مشابه مندیبل واقعی انسان است به جای فک تحتانی استفاده شد. (شکل ۱)



شکل ۱- Implant Drilling Model مورد استفاده در مطالعه

این مدل دارای ساختار اسفنجی مشابه مندیبل واقعی انسان بوده، با این تفاوت که در اسکن با شرایط مختلف اکسپوژر تصویری ایجاد نمی‌نماید و در نتیجه هیچ تاثیری در سخت شدن پرتو ندارد.^(۱۷)

به منظور بررسی آرتیفکتهای از Dentis Implants cleanlant system ساخت کشور کره استفاده شد. دو عدد ایمپلنت در ناحیه کانین، دو عدد در ناحیه پره مولرهای دوم و دو عدد هم در ناحیه مولرهای دوم قرار داده شد. ایمپلنتها با طول ۱۲ میلیمتر و قطر ۴/۳ میلیمتر انتخاب شدند. در مجموع ۳ سری اسکن (کانین، پره مولر، مولر) تهیه شد. ضخامت برش ۱ میلیمتر و فاصله بین برشها در تمامی اسکنها ۲ میلیمتر انتخاب شد. پلن مندیبل به عنوان رفرنس جهت برشها انتخاب گردید. از پلن فرانکفورت در تنظیم سر در دستگاهها و از گوتا پرکا به عنوان مارکر جهت تعیین محل برشهای طولی و عرضی استفاده شد. در محل هر ایمپلنت برشهای یکسان در مقاطع طولی و عرضی جهت بررسی انتخاب گردید.^(۱۱) اولین اسکن توسط دستگاه NewTom VG CBCT در

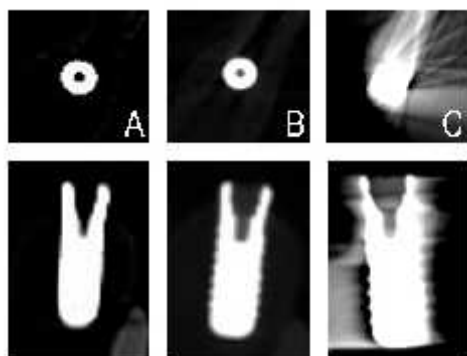
می‌شوند که این پدیده سخت شدن نامیده می‌شود. این پدیده بیشتر توسط اجسام با دانسیته بالا مانند ترمیم‌های فلزی و ایمپلنت‌های دندانی ایجاد می‌شود.^(۴-۷) از آنجائیکه CT و CBCT از پرتوهای Back-projection جهت ساخت تصاویر سه بعدی استفاده می‌کنند و اصول ساخت تصاویر از قوانین یکسان پیروی می‌کند در نتیجه این آرتیفکتهای می‌تواند در تصاویر هر دو دستگاه دیده شوند.^(۵،۴) در حالی که روشهای بسیاری برای کاهش میزان این آرتیفکتهای در CT وجود دارد^(۸-۱۴)، تنها روشهای محدودی برای مقابله با این آرتیفکتهای در CBCT ارائه شده‌اند.^(۱۵،۱۶)

جهت جلوگیری از اسکن نواحی مستعد به سخت شدن پرتو کاهش سایز ناحیه تصویر، تغییر موقعیت بیمار و یا جدا کردن قوس‌های دندانی توصیه می‌شود.^(۵) به نظر می‌رسد نوع دستگاه هم در ایجاد این آرتیفکتهای موثر باشد، هر چند مطالعات اندکی در این زمینه صورت گرفته است.^(۲-۴) شرایط اکسپوژر تحت تاثیر قراردادن انرژی فوتونها می‌تواند نقش مهمی در این امر داشته باشد، چنانکه بعضی مطالعات تصویر برداری با کیلو ولتاژ بالا را به منظور کاهش سخت شدن پرتو توصیه کرده‌اند.^(۱۱،۴) از دیگر عواملی که می‌تواند در سخت شدن پرتو نقش داشته باشد، میزان چرخش دستگاه، شکل دسته پرتو X و نوع الگوریتم به کار رفته جهت پردازش داده‌ها است.^(۱۷-۲۰)

تعداد زیادی از مطالعات قبلی آرتیفکتهای فلزی را در CT^(۲۱-۲۴) و CBCT^(۱۵،۶،۴،۱) مورد بررسی قرار داده‌اند ولی بیشتر این مطالعات به صورت کیفی بوده‌اند.

تعداد کمی از مطالعات به مقایسه کمی بین دستگاههای CT و CBCT پرداخته‌اند.^(۱۰،۱۷) با توجه به کمبود مطالعات بخصوص در زمینه مقایسه دستگاههای CT و CBCT با هم، انجام مطالعه در این زمینه ضروری به نظر می‌رسید. هدف از انجام این مطالعه مقایسه آرتیفکتهای حاصل از سخت شدن پرتو در اسکن ایمپلنتهای دندانی بدست آمده از دستگاه Somatom CT (Sensation 64-slice) با دستگاه 3D Max (CBCT) و Planmeca Promax (CBCT) (New Tom VG) بود.

مشاهده شدند. نمایش تصاویر در اتاق با نور ملایم و بدون پنجره صورت گرفت. مقاطع یکسان از اسکنهای مختلف از سه دستگاه مورد مطالعه در یک صفحه بدون اینکه مشاهده گر بداند که هر تصویر مربوط به کدام دستگاه می باشد مورد بررسی قرار گرفت. (شکل ۲)



شکل ۲ - مقطع عرضی و طولی (ناحیه مولر) : A: Somatom
B: Newton VG sensation 64-slice CT

سپس مشاهده گرها براساس مقیاس تهیه شده عدد مربوط به میزان آرتیفکت هر تصویر به شرح جدول زیر را در فرم مربوط وارد نمودند.

جدول ۱- مقیاس مورد استفاده برای ارزیابی کیفیت تصاویر

درجه بندی	توصیف
۱	Beam hardening artefact شدید : کمتر از ۵۰٪ ساختار ایمپلنت به درستی قابل مشاهده است.
۲	Beam hardening artefact زیاد : بیشتر از ۵۰٪ ساختار ایمپلنت به درستی قابل مشاهده است.
۳	Beam hardening artefact متوسط : بیشتر از ۷۵٪ ساختار ایمپلنت به درستی قابل مشاهده است.
۴	Beam hardening artefact کم : بیشتر از ۹۰٪ ساختار ایمپلنت به درستی قابل مشاهده است.
۵	هیچ Beam hardening artefact وجود ندارد.

داده های به دست آمده از مطالعه به وسیله آزمون های آماری توصیفی و آزمون رتبه ای کروسکال والیس و با استفاده از نرم افزار آماری SPSS.16 مورد بررسی و تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. در این مطالعه مقدار $P < 0.05$ از لحاظ آماری معنی دار تلقی گردید.

بخش رادیولوژی فک و صورت دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز انجام شد. دستگاه دارای پرتو مخروطی شکل، چرخش ۳۶۰ درجه و دکتور با سایز پیکسل ۰/۱۲۷ میلی متر و حداکثر ۱۲۰ Kvp بود. اسکن در شرایط ۱۱۰ و زمان اکسپوژر ۳/۶ ثانیه و ۴/۷۱ میلی آمپر صورت پذیرفت. بازسازی اولیه و نهایی توسط نرم افزار، (Image work) (NNT viewer version 2.21) ساخت کشور آمریکا انجام پذیرفت.^(۳)

اسکن بعدی توسط دستگاه Planmeca Promax 3D CBCT در یک کلینیک خصوصی رادیولوژی فک و صورت در تبریز انجام شد. دستگاه دارای پرتو مخروطی شکل، دکتور با سایز ۱۵۱۶×۱۹۰۰ پیکسل، میزان چرخش ۲۷۰ درجه سایز پیکسل ۰/۱۲۷ میلی متر و حداکثر ۸۴ Kvp بود. اسکن در شرایط ۸۴ Kvp، زمان اکسپوژر ۱۲ ثانیه و ۱۲ میلی آمپر صورت پذیرفت. بازسازی اولیه و نهایی توسط نرم افزار ساخت کشور فنلاند Planmeca Romexis 2.3.1 انجام شد.^(۳)

اسکن نهایی توسط دستگاه Somatom Sensation 64-Slice CT ساخت شرکت زیمنس آلمان در بخش رادیولوژی بیمارستان مدنی دانشگاه علوم پزشکی تبریز انجام شد. دستگاه دارای رزولوشن ۰/۲۴ میلی متر و زمان چرخش ۰/۳۳ ثانیه و حداکثر ۱۴۰ Kvp می باشد. سایز دکتور ۵۱۲×۵۱۲ پیکسل و سایز پیکسل ۰/۳۳ میلی متر بود. اسکن در شرایط ۱۲۰ KVP و جریان تیوب ۱۶۴ میلی آمپر ثانیه انجام شد. بازسازی اولیه و نهایی توسط نرم افزار ۲،۱ eFilm Workstation version Film Medical Inc، کشور کانادا انجام شد.^(۹،۱۰)

تصاویر بدست آمده از دستگاه ها توسط ۲ نفر متخصص رادیولوژی دهان و فک و صورت با چهار سال سابقه کار مورد آنالیز قرار گرفتند. از ضریب توافقی کاپا برای بررسی توافق بین مشاهده گرها استفاده شد. تصاویر بر روی یک نمایشگر CRT رایانه رومیزی ۱۷ اینچ (Hansol; 720 EP) ۳۲ بیت و ۲۵۶ رنگ (ساخت ایران) با رزولوشن ۱۰۲۴ × ۷۶۸

یافته‌ها:

در این مطالعه سه سری اسکن (کانین، پره مولر، مولر) توسط سه دستگاه انجام پذیرفت. در مقطع عرضی میانگین وضوح تصویر در دستگاه NewTom برابر با $4/5 \pm 0/51$ ، دستگاه Somatom برابر با $4/37 \pm 0/61$ و دستگاه Planmeca برابر با $1/08 \pm 0/25$ بود. آزمون کروسکال والیس اختلاف معنی داری را در میزان وضوح تصویر در بین سه دستگاه نشان داد ($P=0/001$). بطوریکه دو دستگاه NewTom و Somatom وضوح مشابه هم داشته و دستگاه Planmeca بطور معنی داری کمترین میزان وضوح تصویر را داشت (جدول ۲).

در مقطع طولی میانگین وضوح تصویر در دستگاه NewTom برابر با $4/57 \pm 0/46$ ، دستگاه Somatom برابر با $3/9 \pm 0/41$ و دستگاه Planmeca برابر با $2/53 \pm 0/55$ بود. آزمون کروسکال والیس اختلاف معنی داری را در میزان وضوح تصویر در بین سه دستگاه نشان داد ($P=0/001$).

بطوریکه دستگاه NewTom بیشترین وضوح و دستگاه Planmeca بطور معنی داری کمترین میزان وضوح تصویر را داشت.

در دو مقطع میانگین وضوح تصویر در دستگاه NewTom برابر با $4/53 \pm 0/48$ ، دستگاه Somatom برابر با $4/14 \pm 0/57$ و دستگاه Planmeca برابر با $1/8 \pm 0/84$ بود. اختلاف معنی داری در میزان وضوح تصویر در بین سه دستگاه مشاهده شد ($P=0/001$).

بطوریکه دستگاه NewTom بیشترین وضوح و دستگاه Planmeca بطور معنی داری کمترین میزان وضوح تصویر را داشت. (جدول ۲)

جدول ۲-میزان وضوح تصویر در مقطع عرضی، طولی و هر دو مقطع
در سه دستگاه Somatom sensation(S), Planmeca Promax (P), NewTom VG(N)

مقطع	دستگاه	انحراف معیار $\pm$ میانگین	P value
مقطع عرضی	N	$4/5 \pm 0/51$	0/001
	S	$4/37 \pm 0/61$	
	P	$1/08 \pm 0/25$	
مقطع طولی	N	$4/57 \pm 0/46$	0/001
	S	$3/91 \pm 0/41$	
	P	$2/53 \pm 0/55$	
هر دو مقطع	N	$4/53 \pm 0/48$	0/000
	S	$4/14 \pm 0/57$	
	P	$1/80 \pm 0/84$	

A: Somatom sensation 64-slice CT : (ناحیه مولر)
C: Planmeca Promax 3D Max B: Newtom VG

بحث:

در مطالعه ما به علت استفاده از ایمپلنت‌های تیتانیومی مقادیر مختلفی از آرتیفکتهای فلزی در هر ۳ دستگاه مورد بررسی مشاهده شد. Schulze و همکاران کیفیت تصاویر حاصل از دو دستگاه NewTom 9000 (CBCT) و (CBCT) Simens Siremobil را در یک نمونه dry Skull مورد بررسی قرار دادند. آنها هیچ گونه آرتیفکت ناشی از سخت شدن پرتو را مشاهده نکردند. شاید علت این بود که در مطالعه آنها از هیچ ساختار فلزی استفاده نشده بود.^(۱۸)

Chindasombatjareon و همکاران در مطالعه خود به مقایسه آرتیفکتهای فلزی حاصل از فلزات دندانپزشکی در دو دستگاه Alpha و Light Speed QX/I (MDCT) و Vega 3030 (CBCT) پرداختند.^(۱) در این مطالعه مکعب‌هایی از آلومینیوم، تیتانیوم، کبالت- کروم و آلیاژ طلای نوع IV توسط دو دستگاه فوق اسکن شدند و تصاویر به دست آمده توسط نرم افزار Image J مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفتند. ایشان در مطالعه خود به نتایج زیر رسیدند. میزان آرتیفکتهای به دست آمده از دستگاه CBCT در مقایسه با

MDCT در شرایط یکسان کمتر بود. همچنین افزایش KVP در هر دو دستگاه باعث کاهش میزان آرتیفکت‌ها گردیده بود، در حالیکه افزایش جریان تیوب تاثیری در این امر نداشت. بالا رفتن KVP با تحت تاثیر قرار دادن انرژی فوتونها باعث کاهش Beam hardening گردید. نتایج این مطالعه مشابه یافته‌های مطالعه ما می‌باشد که دو دستگاه NewTom VG و Somatom Sensation به علت KVP بالا (۱۱۰-۱۲۰) میزان آرتیفکت کمتری در مقایسه با دستگاه Kvp Planmeca Promax ۸۴ نشان دادند. همچنین ایمپلنت‌های دندانی مطالعه ما مانند بلاک تیتانیومی به کار رفته در این مطالعه آرتیفکت‌های فلزی شدیدی را ایجاد نمودند.^(۱) Shulze و همکاران در مطالعه‌ای آرتیفکت‌های حاصل از (CBCT) Accuitomo و (CBCT) 3D Exam ایجاد شده توسط ایمپلنت‌های دندانی را مورد مطالعه قرار داده و به بررسی عوامل ژئومتریک و فیزیکی موثر بر اطلاعات دریافتی از اسکن که به منظور بازسازی تصاویر سه بعدی استفاده می‌شوند، پرداختند. نتایج به دست آمده از تحقیق آنان میزان بالایی آرتیفکت که توسط ایمپلنت‌های تیتانیومی در شرایط استاندارد ایجاد شده بود را نشان داد.^(۴) در مطالعه ما نیز ایمپلنت‌های تیتانیومی مقدار بالایی آرتیفکت ایجاد نمودند. همچنین نتایج آنها نشان داد که اسکن در شرایط KVP بالاتر باعث کاهش میزان آرتیفکت گردیده است. در مطالعه ما نیز دستگاه NewTom VG در مقایسه با Planmeca Promax به علت KVP بالاتر آرتیفکت بسیار کمتری را نشان داد.

Draenert و همکاران در مطالعه خود آرتیفکت‌های تصاویر ایمپلنت‌های دندانی به دست آمده از دو دستگاه NewTom 9000 (CBCT) و Philips MX 8000 (4-row MDCT) را مورد مقایسه قرار دادند. نتایج حاصل از بررسی ایشان نشان داد که میزان آرتیفکت MDCT در مقایسه با CBCT بسیار کمتر بوده است، بطوری که شکل ایمپلنت در MDCT بطور

صحیحی در تمامی مقاطع عرضی و طولی در مقایسه با ایمپلنت اصلی تصویر گردیده بود. تنها کمتر از ۱۶ درصد ایمپلنت‌ها در MDCT دارای آرتیفکت بودند در حالیکه تصاویر حاصل از اسکن CBCT در کمتر از ۲۵ درصد موارد بدون آرتیفکت بودند.^(۱۷) در تحقیق ما از دستگاه NewTom VG استفاده شد که در مقایسه با دستگاه مورد استفاده در مطالعه Draenert جدیدتر بوده و دارای KVP بسیار بالاتری بود. به علت KVP بالاتر میزان آرتیفکت کمتری در مقایسه با دستگاه NewTom 9000 مشاهده شد. از طرف دیگر دستگاه Planmeca Promax به علت Kvp مشابه دستگاه NewTom 9000 میزان مشابهی آرتیفکت را نشان داد. همچنین Draenert در مطالعه خود انجام تحقیق جدیدتری با شرایط بالاتر از KVP ۹۰ را جهت کاهش آرتیفکت توصیه کرده بوده در مطالعه اخیر، اسکن با KVP بالاتر باعث کاهش آرتیفکت به میزان بسیار زیادی گردید که صحت یافته‌های Dreanert ثابت نمود.

در مطالعه ما میزان آرتیفکت‌های دستگاه Promax Planmeca در تمامی مقاطع بطور معنی‌داری با دو دستگاه دیگر تفاوت داشت. علت این امر را می‌توان در KVP بسیار پایین دستگاه Planmeca Promax دانست. از سایر عوامل می‌توان به میزان چرخش کمتر دستگاه ۲۷۰ و نوع نرم افزار دستگاه Planmeca Promax اشاره نمود.^(۱۷-۱۹)

نتیجه گیری:

با توجه به وضوح بیشتر تصاویر NewTom VG در مقایسه با Planmeca Promax همچنین دوز پایین تر و هزینه کمتر آن در مقایسه با CT، استفاده از آن به منظور تصویربرداری از بیمارانی که دارای ترمیم‌های وسیع، پروتزهای متعدد و یا درمان‌های قبلی ایمپلنت می‌باشند توصیه می‌گردد.

References:

- 1- Chindasombatjareon J, Kakimoto N, Murakami S, Maeda Y, Furukawa S. Quantitative Analysis of Metallic Artifacts Caused by Dental Metals: Comparison of Cone-Beam and Multi-Detector Row CT Scanners. *Oral Radiol.* 2011 Jun; 27:114-20
- 2- Ludlow JB, Davis –Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT Devices for Oral and Maxillofacial Radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-Cat. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Jul;35(4):219-26.
- 3- Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative Dosimetry of Dental CBCT Devices And 64-slice CT For Oral And Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Jul;106(1):930-38.
- 4- Schulze Rk, Berndt D, D 'Hoedto B. On Cone –Beam Computed Tomography Artefacts Induced by Titanium Implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):100-7
- 5- White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: Principles and Interpretation.* 6th ed. St.Louis: Mosby, 2009. P .235-237.
- 6- Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Draniscnikow E, Schwanecke U, et al. Artifacts in CBCT: A Review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011 Jul;40(5):265-73.
- 7- Zoller JE, Neugebauer J. Cone-beam Volumetric Imaging in Dental, Oral and Maxillofacial Medicine: Fundamentals, Diagnostics and Treatment Planning. Quintessence. 2008. P.27-35 .Wang G, synder DL, Sullivan JA, Vannier MW. Iterative Deblurring for CT metal Artifact Reduction. *IEEE Trans on Med Imaging* 1996; 15(5):657-64.
- 8- Zaho S, Robeltson DD, Wang G, Whitinig B, Bae KT. X-ray CT Metal Artifact Reduction Using Wavelets: an Application for Imaging Total Hip Prostheses. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000 Dec;19(12):1238-47.
- 9- Wang G, synder DL, Sullivan JA, Vannier MW. Iterative Deblurring for CT Metal Artifact Reduction. *IEEE Trans on Med Imaging.* 1996; 15(5):657-64.
- 10- Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT Artifacts Caused by Metallic Implants. *Radiology.* 1987 Aug;164(2):576-7.
- 11- Robertson DD, Weiss PJ, Fishman EK, Magid D, Walker PS. Evaluation of CT Techniques for Reducing Artifacts in the Presence of Metallic Orthopedic Implants. *J Comput Assist Tomogr.* 1988 Mar-Apr;12(2):236-41.
- 12- van der Schaaf I, van Leeuwen M, Vlassenbroek A, Velthuis B. Minimizing Clip Artifacts In Multi CT Angiography of Clipped Patients. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2006 Jan;27(1):60-6.
- 13- Moon SG, Hong SH, Choi JY, Jun WS, Kang HG, Kim HS, et al. Metal Artifact Reduction by the Alteration of Technical Factors in Multidetector Computed Tomography: A 3 Dimensional Quantitative Assessment. *J Comput Assist Tomogr.* 2008 Jul-Aug;32(4):630-3.
- 14- Lee IS, Kim HJ, Choi BK, Jeong YJ, Lee TH, Moon TY, et al. A Pragmatic Protocol for Reduction in the Metal Artifact and Radiation Dose in Multislice Computed Tomography of the Spine: Cadaveric Evaluation After Cervical Pedicle Screw Placement. *J Comput Assist Tomogr.* 2007 Jul-Aug;31(4):635-41.
- 15- Wang G, Vanier MW, Cheng PC. Iterative x-ray Cone Beam Tomography For Metal Artifact Reduction And Local Region Reconstruction. *Microsc Microanal.* 1999 Jan;5(1):58-65.
- 16- Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing Metal Artifacts in Cone –Beam CT images by Preprocessing Projection Data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007 Mar 1;67(3):924-32
- 17- Draenert FG, Coppenrath E, Herzog P, Muller-Lisse UG. Beam Hardening Artefacts Occur In Dental Implant Scans With the NewTom Cone Beam CT But Not With the Dental 4-row Multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007 May;36(4):198-203.
- 18- Schulze D, Heiland M, Blake F, Rother U, Schmelzle R. Evaluation of Quality of Reformatted Images From Two Cone-Beam Computed Tomographic Systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 2005 Feb;33(1):19-23. Epub 2005 Jan 12.
- 19- Hunter A, McDavid D. Analyzing the Beam Hardening Artifact in the Planmeca Promax. *Oral surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009 Apr; 107(4): 28-9
- 20- Sanders MA, Hoyjberg C, Chu CB, Leggitt VL, Kim JS. Common Orthodontic Appliances Cause Artifacts That Degrade the Diagnostic Quality of CBCT images. *J Calif Dent Assoc.* 2007 Dec;35(12):850-7.
- 21- Sullivan PK, Smith JF, Rozzelle AA. Cranio-Orbital Reconstruction: Safety And Image Quality of Metallic Implants on CT and MRI Scanning. *Plast Reconstr Surg.* 1994 Oct;94(5):589-96.
- 22- Dalal T, Kalra MK, Rizzo SM, Schmidt B, Suess C, Flohr T, et al. Metallic Prosthesis: Technique to Avoid Increase in CT Radiation Dose With Automatic Tube Current Modulation In A Phantom And Patients. *Radiology.* 2005 Aug;236(2):671-5.
- 23- Barrett JF, Keat N. Artifact in CT: Recognition And Avoidance. *Radiographics.* 2004 Nov-Dec;24(6):1679-91.
- 24- Fiala TG, Novelline RA, Yaremchuk MJ. Comparison of CT Imaging Artifacts From Craniomaxillofacial Internal Fixation Devices. *Plast Reconstr Surg.* 1993 Dec;92(7):1227-32.

