

Effect of Different Head Positions on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography

Mahnaz Sheikhi¹ 
Shohreh Nekouie² 
Shima Saneiyan³ 

1. Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Implants Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
2. Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
3. **Corresponding Author:** Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran. **Email:** dr.sh.saneiyan@gmail.com

Abstract

Introduction: Despite the high diagnostic value of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) imaging, metal artifacts caused by metallic materials in the oral cavity still negatively affect image quality and the diagnostic process. This study aimed to assess the effect of head position on the reduction of metal artifacts.

Materials & Methods: This cross-sectional-analytical study was conducted at the Faculty of Dentistry of Isfahan University of Medical Sciences in 2018 on six dry edentulous human mandibles. Mandibular premolars and first molars with amalgam fillings were fixed in their sockets then each mandible was scanned by CBCT in five positions: standard, rotation, tilt, extension, flexion. Six variables (D1-D6) were measured by two observers. Data were analyzed using one-way repeated measures ANOVA and Paired T-tests at a significance level of $P < 0.05$.

Results: The analysis showed significant differences in four variables (D1-D4) on both sides of the mandible. Significant differences were also observed between the flexion, extension, and standard positions on the side with the restoration, and between the tilt and standard positions on the contralateral side.

Conclusion: Head position significantly affects metal artifacts in CBCT images, with the greatest artifact reduction observed in the tilt position on the side opposite the metallic restoration.

Key words: Cone Beam Computed Tomography; Artifact; Head position; Dental amalgam.

Received: 09.04.2025

Revised: 11.07.2025

Accepted: 12.08.2025

How to cite: Sheikhi M, Nekouie Sh, Saneiyan Sh. Effect of Different Head Positions on Metal Artifacts in Cone Beam Computed Tomography. J Isfahan Dent Sch 2025; 21(2): 111-18.

اثر موقعیت‌های متفاوت سر بر آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر توموگرافی کامپیوتری با پرتوی مخروطی

مهناز شیخی^۱ ID

شهره نکویی^۲ ID

شیما صانعیان^۳ ID

۱. گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندان، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲. گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۳. نویسنده مسؤول: گروه رادیولوژی دهان، فک و صورت، مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
Email: dr.sh.saneian@gmail.com

چکیده

مقدمه: با وجود ارزش تشخیصی بالای تصاویر توموگرافی کامپیوتری با پرتوی مخروطی، آرتیفکت‌های فلزی ناشی از مواد فلزی موجود در حفره‌ی دهان همچنان بر کیفیت تصویر و پروسه تشخیصی اثر منفی می‌گذارند. هدف از انجام این مطالعه، ارزیابی تأثیر موقعیت سر بر کاهش آرتیفکت‌های فلزی بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه‌ی مقطعی-تحلیلی در دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در سال ۱۳۹۷ بر روی ۶ عدد مندیبل انسانی بی‌دندان خشک انجام شد. پره مولرها و مولر اول مندیبل با ترمیم آمالگام در ساکت‌های دندانی قرار داده شد و هر مندیبل توسط CBCT در ۵ موقعیت اسکن شد: استاندارد/روتیشن/تیل/اکستنشن/فلکشن. ۶ متغیر (D1-D6) توسط دو مشاهده‌گر اندازه‌گیری شد. داده‌ها توسط آزمون‌های آماری ANOVA و Paired T-test آنالیز شد و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: آنالیز داده‌ها تفاوت معنی‌داری در چهار متغیر (D1-D4) در دو سمت مندیبل نشان داد. همچنین تفاوت معنی‌داری بین موقعیت فلکشن، اکستنشن و استاندارد در سمت دارای ترمیم و موقعیت تیل و استاندارد در سمت مقابل مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: موقعیت سر بر آرتیفکت‌های فلزی تصاویر CBCT تأثیرگذار است و بیشترین کاهش در موقعیت تیل در سمت مقابل ترمیم فلزی گزارش شد.

کلید واژه‌ها: توموگرافی کامپیوتری با اشعه مخروطی؛ آرتیفکت؛ موقعیت سر؛ آمالگام دندانی.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۵/۲۱

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۴/۰۴/۲۰

تاریخ ارسال: ۱۴۰۴/۰۴/۲۱

استناد به مقاله: شیخی مهناز، شهره نکویی، شیما صانعیان. اثر موقعیت‌های متفاوت سر بر آرتیفکت‌های فلزی در تصاویر توموگرافی کامپیوتری با پرتوی مخروطی. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۴۰۴؛ ۲۱(۲): ۱۱۱-۱۱۸.

مقدمه

توموگرافی کامپوتری با اشعه مخروطی (Cone Beam Tomography) (CBCT) (Computed Tomography) و MDCT (Multi Detector Computed Tomography) شایع‌ترین مدالیت‌های تصویربرداری کراس سکشنال تشخیصی هستند (۱). امروزه CBCT، به یک مدالیت‌ی تصویربرداری رایج برای کاربردهای گوناگون در حیطه‌ی دندانپزشکی از جمله ایمپلنت، جراحی، اندودنتیکس و ارتودنتیکس تبدیل شده است (۲، ۳) و با ارائه‌ی تصاویری سه بعدی و اطلاعات دقیقی با رزولوشن بالا از بافت سخت بیمار با دوز تابشی نسبتاً پایین، می‌تواند فرایند تشخیص، طرح درمان و فالوآپ بیماران را بهبود بخشد (۱، ۳). CBCT هم مانند سایر مدالیت‌های تصویربرداری محدودیت‌هایی دارد از جمله آرتیفکت (۴) که بر پروسه تشخیص تأثیر منفی می‌گذارد (۵، ۶). آرتیفکت تصویر را می‌توان اینطور توصیف کرد: ساختار قابل مشاهده در دیتای ریکانستراکت شده که در جسم تحت بررسی وجود ندارد (۷). که نتیجه‌ی ناهماهنگی بین بازسازی ریاضی تصویر و پروسه‌ی کسب فیزیکی آن می‌باشد (۵، ۶، ۸). آرتیفکت‌های تصویر شامل: Noise, Scatter, Partial volume effect, Beam hardening (cupping and metal artifact), Aliasing, Motion, Ring (۷، ۸) می‌باشند.

یکی از انواع اصلی آرتیفکت‌ها، آرتیفکت فلزی ناشی از وجود مواد با دانسیته بالا مانند ایمپلنت‌های فلزی، پست‌های داخل کانال، روکش‌های فلزی و ترمیم‌های آمالگام در FOV می‌باشد (۹، ۱۰). وقتی یک دسته پرتوی اشعه‌ی X پلی کروماتیک از یک جسم عبور می‌کند، فوتون‌های کم انرژی بیش از فوتون‌های پرانرژی جذب می‌شوند که منجر به افزایش میانگین انرژی دسته پرتوی اشعه‌ی X و سخت شدن پرتو می‌شود و تعدادی خطوط نواری تیره و روشن ایجاد می‌کند که اجسام مجاور و اجسام سمت مقابل خود را محو می‌کند (۳، ۱۱). به دلیل وفور استفاده از اجسام فلزی در حفره‌ی دهان، ارزیابی روش‌های کاهش آرتیفکت فلزی اهمیت بسیاری دارد. مطالعات پیشین تأثیر پارامترهای اکسپوژر (۱-۳، ۲-۱۴)، نوع فلز (۳، ۱۳، ۱۵)، موقعیت جسم فلزی در فک (۳، ۱۲، ۱۶) و استفاده از الگوریتم کاهش آرتیفکت فلزی (۵، ۶) را بر آرتیفکت‌های فلزی بررسی

نمودند. هدف از انجام این مطالعه، بررسی تأثیر موقعیت سر (تیل، چرخش، اکستنشن و فلکشن) بر آرتیفکت‌های فلزی در CBCT بود. فرضیه‌ی صفر مطالعه این بود که موقعیت سر بر آرتیفکت‌های فلزی تأثیری ندارد.

مواد و روش‌ها

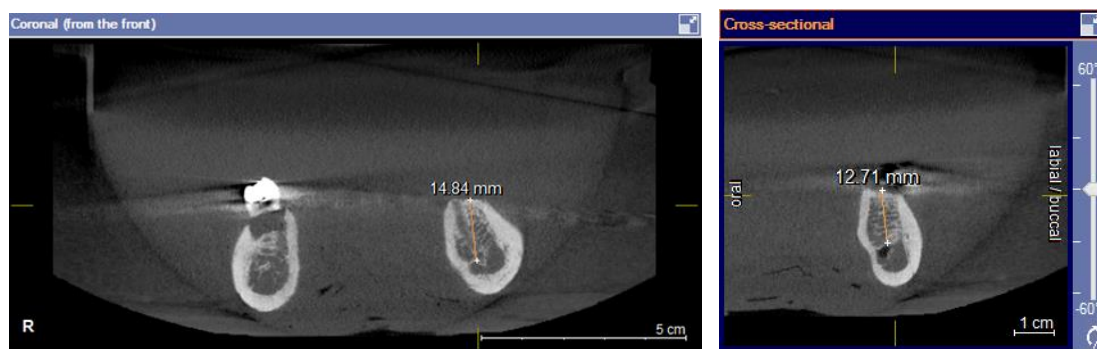
این مطالعه‌ی مقطعی-تحلیلی در سال ۱۳۹۷ و با کد اخلاق IR.MU.REC.1397.3.058 در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد. مطالعه بر روی ۶ عدد مندیبل انسانی خشک با رنج بی‌دندان، بدون در نظر گرفتن سن، جنس و نژاد انجام شد. معیار ورود به مطالعه مندیبل‌های خشک سالم بی‌دندان بود و معیار خروج از مطالعه مندیبل‌های دارای شکستگی در ناحیه بادی بود. تعداد ۱۸ دندان سالم مولر و پره‌مولر کشیده شده (دو پره‌مولر و یک مولر در هر نیم فک) آماده و توسط موم بیس پلیت در ساکت خود در یک سمت هر مندیبل ثابت شد.

هر فک در یک ظرف حاوی آب جهت شبیه‌سازی جذب بافت نرم و اشعه پراکنده ثابت شد (شکل ۱). هر مندیبل در موقعیت استاندارد (روی سطح صاف، میدلاین منطبق بر نور لیزر) به عنوان استاندارد طلایی (gold standard) اسکن شد (شکل ۲).



شکل ۱: تنظیم مندیبل در حالت استاندارد سر در دستگاه

سپس تاج دندان‌ها توسط فرز فیشور به شکل حفرات MOD (mesio-occluso-distal) تراشیده و توسط آمالگام ترمیم شد. سپس از هر مندیبل در ۵ موقعیت مختلف اسکن تهیه شد:



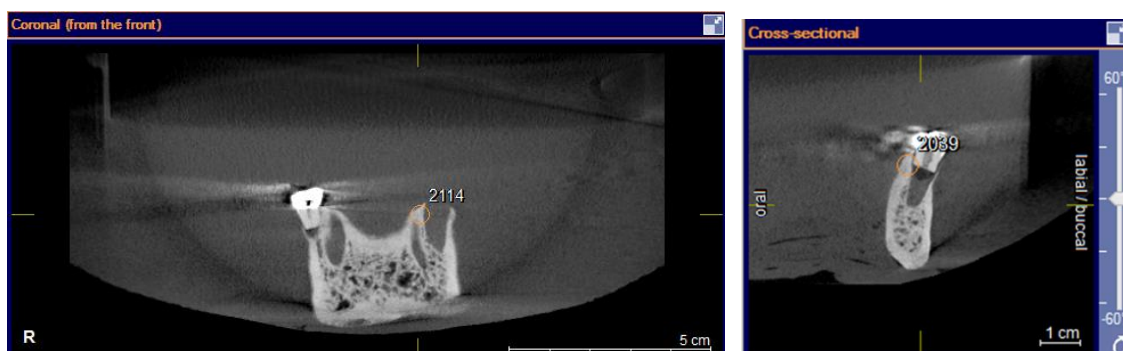
شکل ۲: اندازه‌گیری فاصله‌ی بالاترین نقطه‌ی کمرست دیستالی ناحیه‌ی دندان ۶ تا فوقانی‌ترین نقطه در بورد کورتیکالی کانال. A. در سمت مقابل. B. در سمت ریستوریشن.

۱- فاصله‌ی بالاترین نقطه‌ی کمرست دیستالی ناحیه‌ی دندان ۶ تا فوقانی‌ترین نقطه در بورد کورتیکالی کانال (D1)
 ۲- فاصله‌ی بالاترین نقطه‌ی کمرست دیستالی ناحیه‌ی دندان ۶ تا تحتانی‌ترین نقطه در بورد کورتیکالی کانال (D2)
 ۳- عرض باکولینگوالی در ناحیه‌ی ۲ mm زیر کمرست در ناحیه‌ی دندان ۶ (D3)
 ۴- فاصله‌ی کمرست تا مرکزی فوقانی‌ترین نقطه‌ی فورامن متال (D4)
 ۵- دانسیته استخوان در ۱mm زیر کمرست لینگوالی در ناحیه‌ی دندان ۴ (D5)
 ۶- دانسیته ساکت در ۱mm زیر کمرست لینگوالی و در مرکز ساکت (از نظر بعد مزیدیستالی) در ناحیه‌ی دندان ۴ (D6)
 مشاهده‌گرها تعداد ۱۴ عدد از تصاویر CBCT را دو بار با فاصله‌ی دو هفته بررسی کردند (شکل ۳). اطلاعات وارد نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۴ (IBM، version 24)

۱- استاندارد (روی سطح صاف، میدلاین منطبق بر نور لیزر)
 ۲- روتیشن (روی سطح صاف، ۱۰ تا ۱۵ درجه چرخش به چپ)
 ۳- تیلت (روی سطح شیب‌دار، ۱۰ تا ۱۵ درجه تیلت به چپ)
 ۴- اکستشن (روی سطح شیب‌دار، ۱۰ تا ۱۵ درجه به عقب)
 ۵- فلکشن (روی سطح شیب‌دار، ۱۰ تا ۱۵ درجه به جلو)
 تصاویر توسط سیستم (Sirona Dental Systems Inc., GALILEOS Comfort 3D (Bensheim, Germany تهیه شد.

تصویربرداری با شرایط تابش ۷ میلی آمپر و ۸۵ kVp و زمان اسکن ۱۴ ثانیه و چرخش ۲۷۰ درجه انجام شد. هر اسکن ۲۰۰ تصویر در field of view ۱۵ در ۱۵ سانتی‌متر ایجاد کرد. تصاویر به فرمت فایل SVG ذخیره شدند و توسط نرم‌افزار GALAXIS VIEWER software GAX5 ریکانستراکت شدند.

هر تصویر CBCT، ۶ متغیر متغیر در دو سمت مندیبل به صورت کمی اندازه‌گیری شد:



شکل ۳: اندازه‌گیری دانسیته‌ی استخوان در ۱mm زیر کمرست لینگوالی در ناحیه‌ی دندان ۴. A. در سمت مقابل. B. در سمت ریستوریشن.

شد و برای آنالیز پایایی بین دو مشاهده گر و پایایی هر مشاهده گر از ICC (Intra-class Correlation Coefficient) استفاده کردیم. میانگین اعداد به دست آمده از ۶ متغیر در دو سمت مندیبل در ۶ حالت (موقعیت استاندارد بدون رستوریشن و ۵ موقعیت بعد از جایگذاری رستوریشن‌ها)، توسط آزمون‌های One way repeated measure ANOVA و Paired T-test آنالیز شد و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

ICC نشان داد پایایی هر مشاهده گر بالا بود (مشاهده گر اول:

۰/۹۸۶ و مشاهده گر دوم: ۰/۹۵۴) و همچنین پایایی بین مشاهده گران ۰/۹۷۳ بود. بنابراین میانگین مقادیر برای آنالیزهای بعدی استفاده شد. میانگین و انحراف معیار متغیرها برای هر کدام از موقعیت‌های سر در جدول ۱ ثبت شده است. جدول ۲ نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین دانسته اندازه‌گیری شده استخوان و موقعیت سر وجود نداشت. جدول ۳ نشان‌دهنده‌ی وجود تفاوت معنی‌دار بین موارد زیر بود:

۱- استاندارد طلایی و موقعیت استاندارد برای متغیرهای

D1 تا D4 در هر دو سمت مندیبل

۲- موقعیت استاندارد و فلکشن برای متغیرهای D1 و D2

در سمت رستوریشن

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار داده‌ها به تفکیک حالت‌های مختلف در دو سمت مندیبل

متغیر	سمت	طلایی	استاندارد	چرخش	شیب	کشش	خم شدن
D1	ترمیم	۱۴/۸۱	۱۶/۱۱	۱۵/۹۵	۱۵/۸۱	۱۵/۷۵	۱۵/۷۰
	انحراف معیار	۰/۹۱	۱/۲۷	۱/۱۳	۰/۹۲	۱/۰۸	۱/۰۹
	میانگین	۱۵/۳۱	۱۵/۷۶	۱۵/۶۶	۱۵/۳۱	۱۵/۸۵	۱۶/۰۱
	انحراف معیار	۲/۴۵	۲/۵۳	۲/۵۷	۲/۶۳	۲/۶۷	۳/۰۰
D2	ترمیم	۱۸/۷۱	۱۹/۷۱	۱۹/۶۸	۱۹/۶۶	۱۹/۴۵	۱۹/۴۳
	انحراف معیار	۰/۹۲	۱/۳۲	۱/۲۶	۱/۳۶	۱/۰۸	۱/۲۰
	میانگین	۱۹/۰۳	۱۹/۷۳	۱۹/۶۰	۱۹/۰۶	۱۹/۵۵	۱۹/۵۳
	انحراف معیار	۲/۹۸	۳/۴۲	۳/۳۰	۲/۹۸	۳/۳۷	۳/۳۶
D3	ترمیم	۹/۹۳	۱۰/۶۶	۱۰/۳۱	۱۰/۷۳	۱۱/۲۵	۱۱/۰۵
	انحراف معیار	۱/۲۰	۱/۲۱	۱/۷۲	۱/۶۳	۱/۷۸	۱/۶۸
	میانگین	۱۱/۸۱	۱۲/۶۰	۱۲/۳۶	۱۱/۸۸	۱۲/۴۶	۱۱/۸۸
	انحراف معیار	۱/۳۶	۱/۶۷	۱/۴۶	۱/۴۷	۱/۴۵	۱/۳۲
D4	ترمیم	۶/۴۸	۷/۲۸	۷/۲۱	۷/۳۳	۶/۹۶	۷/۱۶
	انحراف معیار	۱/۸۰	۱/۹۸	۱/۷۸	۲/۰۶	۱/۶۸	۱/۹۱
	میانگین	۸/۲۱	۸/۶۸	۸/۵۶	۸/۱۶	۸/۶۵	۸/۵۰
	انحراف معیار	۱/۸۸	۱/۸۷	۱/۸۵	۱/۹۵	۱/۷۲	۱/۸۷
D5	ترمیم	۲۲۸۰/۵۰	۲۳۴۴/۳۳	۲۴۱۸/۵۰	۲۵۰۴/۱۶	۲۱۸۷/۱۶	۲۳۶۸/۳۳
	انحراف معیار	۲۷۷/۷۰	۲۶۱/۳۶	۲۲۳/۸۸	۱۸۷/۷۳	۲۵۰/۸۳	۲۱۳/۸۱
	میانگین	۱۸۶۵/۵۰	۱۹۲۸/۳۳	۱۹۷۰/۵۰	۱۸۷۶/۰۰	۱۷۴۷/۰۰	۱۹۵۷/۸۳
	انحراف معیار	۴۱۷/۰۴	۴۸۵/۰۶	۴۱۶/۰۹	۴۲۷/۸۸	۳۸۹/۸۰	۵۱۴/۶۸
D6	ترمیم	۱۴۵۰/۵۰	۱۵۷۶/۵۰	۱۵۷۵/۶۶	۱۵۹۳/۰۰	۱۴۶۹/۳۳	۱۴۹۸/۰۰
	انحراف معیار	۹۷/۳۰	۱۸۰/۳۰	۱۶۵/۳۹	۱۴۴/۹۹	۱۱۷/۵۹	۱۷۷/۰۸
	میانگین	۱۴۷۱/۰۰	۱۴۳۹/۵۰	۱۴۶۲/۵۰	۱۳۹۶/۸۳	۱۴۲۹/۱۶	۱۵۱۳/۵۰
	انحراف معیار	۷۳/۷۴	۱۱۳/۲۸	۱۰۶/۳۱	۱۰۳/۰۳	۳۷/۸۹	۹۷/۴۶

جدول ۲: معنی‌داری آزمون One Way Repeated Measure ANOVA

D6	D5	D4	D3	D2	D1	متغیر
مقابل	مقابل ترمیم	مقابل ترمیم	مقابل ترمیم	مقابل ترمیم	مقابل ترمیم	ترمیم
۰/۳۵۴	۰/۰۶۷	۰/۰۸	۰/۰۷۳	۰/۰۶۲	۰/۰۰۱	۰/۰۳

جدول ۳: معنی‌داری آزمون One Way Repeated Measure ANOVA

D4	D3	D2	D1	متغیر
ترمیم	مقابل	ترمیم	مقابل	ترمیم
۰/۰۲۹	۰/۰۱۱	۰/۰۱۲	۰/۰۱۵	۰/۰۱۲
۰/۶۶۶	۰/۱۷۵	۰/۳۶۴	۰/۲۸۶	۰/۳۶۳
۰/۵۹۷	۰/۰۰۸	۰/۷۶۵	۰/۰۱۶	۰/۶۹۵
۰/۰۵۹	۰/۴۴۴	۰/۳۱۵	۰/۳۴۵	۰/۲۳۹
۰/۴۷۰	۰/۱۹۲	۰/۳۷۳	۰/۰۵۸	۰/۰۳۴

جدول ۴: میانگین تفاوت در موقعیت‌های مختلف

D4	D3	D2	D1	متغیر
ترمیم	مقابل	ترمیم	مقابل	ترمیم
۰/۰۶	۰/۲۳	۰/۳۵	۰/۱۳	۰/۰۳
-۰/۰۵	۰/۷۱	-۰/۰۶	۰/۶۷	۰/۰۵
۰/۳۱	۰/۱۳	-۰/۵۸	۰/۱۸	۰/۲۶
۰/۱۱	-۰/۳۸	۰/۷۱	۰/۲۸	۰/۲۰

بحث

با توجه به یافته‌ها، فرضیه‌ی صفر مطالعه رد شد و مشاهده گردید که موقعیت سر بر آرتیفکت‌های فلزی تصاویر CBCT تأثیرگذار است. CBCT یک مدالیت تصویربرداری رایج با کاربردهای متنوع در دندانپزشکی است (۲). با این وجود آرتیفکت‌های ذاتی ممکن است کیفیت تصاویر آن را کاهش دهد (۵). Beam Hardening یکی از آرتیفکت‌های مهم است. هرچه جسم متراکم‌تر باشد و عدد اتمی اجزای تشکیل دهنده‌اش بالاتر باشد، بخش بزرگتری از اشعه توسط آن جذب می‌شود. مواد با جذب بالا مانند فلزات به عنوان فیلتر داخل جسم عمل می‌کنند. بنابراین هنگام بازسازی سه بعدی این خطاها به حجم مبدل شده و منجر به ایجاد خطوط تیره و روشن می‌شود (۷). با توجه به اینکه مواد فلزی به وفور در حفره‌ی دهان وجود دارد و به علت تأثیر منفی آنها بر

۳- موقعیت استاندارد و تیلت برای متغیرهای D1 تا D3

در سمت مقابل رستوریشن‌ها

۴- موقعیت استاندارد و اکستنشن برای متغیر D4 در

سمت رستوریشن

جدول ۴ نشان داد که در سمت رستوریشن، بیشترین تفاوت از موقعیت استاندارد (کمترین آرتیفکت)، برای متغیرهای D1 و D2 در موقعیت فلکشن بود و برای متغیرهای D3 و D4 در موقعیت اکستنشن بود و کمترین تفاوت (بیشترین آرتیفکت) برای D1 و D2 در موقعیت روتیشن و برای D3 و D4 در موقعیت تیلت بود.

در سمت مقابل رستوریشن‌ها، بیشترین تفاوت از موقعیت استاندارد (کمترین آرتیفکت)، برای متغیرهای D1 و D2 و D3 در موقعیت تیلت بود و کمترین تفاوت (بیشترین آرتیفکت) در موقعیت اکستنشن بود.

جایابی ناحیه‌ی خلفی مندیبل به قسمت محیطی FOV در حالت اکستنشن منجر به افزایش آرتیفکت‌های فلزی شد.

مطالعه‌ی ما رابطه‌ای بین عرض باکولینگوال کرست و موقعیت سر در سمت مقابل مندیبل نشان نداد که می‌تواند نشان دهد خطوط streak کرست آلونول را بیش از کرست باکال و لینگوال تحت تأثیر قرار می‌دهد زیرا رستوریشن‌ها معمولاً تا CEJ گسترش می‌یابند.

مطالعه‌ی حاضر نشان داد که بیشترین کاهش آرتیفکت فلزی برای D1, D2 در سمت دارای رستوریشن در موقعیت فلکشن است که ممکن است به دلیل موقعیت محیطی‌اش در FOV باشد و کمترین کاهش مربوط به وضعیت روتیشن بود. در مطالعه‌ی ما در سمت دارای رستوریشن بیشترین کاهش آرتیفکت فلزی برای D3, D4 در موقعیت اکستنشن بود و کمترین کاهش در موقعیت تیلت بود و می‌تواند بدین علت باشد که موقعیت این متغیرها نسبت به محل دندان ۶ قدامی‌تر است بنابراین در موقعیت اکستنشن در مرکز FOV قرار می‌گیرند. در موقعیت تیلت ترمیم آمالگام با کرست موازی نیست و فوتون‌های اشعه X با ناحیه‌ی وسیع‌تری از فلز برخورد دارند و خطوط آرتیفکت تشدید می‌شود.

محدودیت مطالعه‌ی حاضر، تهیه‌ی تعداد زیاد مندیبل خشک انسانی جهت تهیه تصاویر CBCT بود. پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده با حجم نمونه‌ی بیشتری انجام شوند.

نتیجه‌گیری

مطالعه‌ی حاضر نشان داد که موقعیت سر بر آرتیفکت‌های فلزی CBCT تأثیر می‌گذارد. اگر بیمار فقط در یک سمت فک خود ترمیم‌های فلزی داشته باشد می‌توانیم با موقعیت دادن سر بیمار در وضعیت دارای تیلت سمت مخالف را از مسیر خطوط آرتیفکت خارج کنیم و پروسه‌ی تشخیص را بهبود بخشیم.

سپاسگزار

با تشکر از پژوهشکده‌ی علوم دندان پزشکی دانشکده‌ی دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که ما را در انجام این مطالعه یاری نمودند.

تصاویر تشخیصی ارزیابی روش‌هایی که این آرتیفکت‌ها را کاهش دهند اهمیت بسیار دارد.

در این مطالعه تأثیر موقعیت سر طی اسکن بر روی آرتیفکت‌های فلزی بررسی شد. از آب جهت شبیه‌سازی بافت نرم استفاده شد زیرا بافت نرم با توجه به عدد اتمی خود می‌تواند فوتون‌های کم انرژی و پراکنده را جذب کند، نویز را کاهش دهد و باعث بهبود کیفیت تصویر شود (۸). بر اساس نتایج این مطالعه، تفاوت معنی‌داری بین دانسیته‌ی استخوان (Gray value) در دو سمت مندیبل و موقعیت‌های مختلف سر نبود. این موضوع احتمالاً به دلیل فقدان عدد دقیق (مانند Haunsefield Unit ذکر شده در CT) در مورد CBCT می‌باشد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که اندازه‌گیری دانسیته‌ی بافت‌ها توسط CBCT دقیق نیست.

مقایسه‌ی مقادیر میانگین در موقعیت استاندارد با نمونه‌های استاندارد طلایی نشان داد که آرتیفکت فلزی منجر به تخمین بیش از اندازه‌ی متغیرهای D1-D4 می‌شود.

مقایسه‌ی بین موقعیت‌های متفاوت سر با استاندارد طلایی نشان‌دهنده‌ی تخمین بیش از اندازه در تمام مکان‌ها در سمت دارای ترمیم و تمام مکان‌های سمت مقابل بود به جز موقعیت تیلت. بنابراین می‌توان گفت با قرار دادن بیمار در موقعیت دارای تیلت می‌توان ساختارهای سمت مقابل مندیبل را از مسیر خطوط آرتیفکت خارج کرد.

بر اساس یافته‌های این مطالعه در مقایسه‌ی موقعیت‌های مختلف با موقعیت استاندارد در سمت مقابل بیشترین کاهش آرتیفکت فلزی برای D1, D2, D3 در موقعیت تیلت بوده و کمترین کاهش مربوط به موقعیت اکستنشن بود. مطالعات قبلی (۵، ۱۸، ۱۹) نشان دادند که آرتیفکت‌ها در FOV به طور یکسان پخش نمی‌شوند و موقعیت جسم در FOV کیفیت تصویر را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

طبق مطالعه‌ی Taylor، با جابجا کردن جسم از موقعیت مرکزی به محیطی، میزان نویز تصویر افزایش می‌یابد و هنگامی که جسم مورد نظر در مرکز FOV قرار دارد کیفیت تصویر افزایش می‌یابد (نویز کمتر) (۱۷). در مطالعه‌ی ما

References

1. Jasa GR, Shimizu M, Okamura K, Tokumori K, Takeshita Y, Weerawanich W, et al. Effect of exposure parameters and slice thickness on detecting clear and unclear mandibular canals using cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46(4): 20160315.
2. Nascimento MCC, Bascolo SMA, Heiter-Neto F, Santos EC, Lambrechts I, Pauwels R, et al. Influence of basis images and skull position on evaluation of cortical bone thickness in cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol* 2017; 123(6): 707-13.
3. Panjnoush M, Kheirandish Y, Kashani PM, Fakher HB, Younesi F, Mallahi M. Effect of exposure parameters on metal artifacts in cone beam computed tomography. *J Dent (Tehran)* 2016; 13(3): 143-50.
4. Razavi T, Palmaer RM, Davies J, Wilson R, Palmer PJ. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(7): 718-25.
5. Queiroz PM, Santaella GM, Paz TDJ, Freitas DQ. Evaluation of metal artifact reduction tool on different positions of a metal object in the FOV. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46(3): 20160366.
6. Queiroz PM, Groppo FC, Oliveira ML, Haite-Neto F, Freitas DQ. Evaluation of the efficacy of a metal artifact reduction algorithm in different cone beam computed tomography scanning parameters. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol* 2017; 123(6): 729-34.
7. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40(5): 265-73.
8. White S, Pharoah M. *Oral Radiology: Principles and interpretation*. 7th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2014. P. 196.
9. Nabha W, Hong YM, Cho JH, Hwang HSh. Assessment of metal artifacts in three-dimensional dental surface models derived by cone beam computed tomography. *Korean J Orthod* 2014; 44(5): 229-35.
10. Codari M, de Faria Vasconcelos K, Nicolielo LFP, Jacobs R. Quantitative evaluation of metal artifacts using different CBCT devices, high density materials and field of views. *Clin. Oral Impl Res* 2017; 28(12): 1509-14.
11. Valizadeh S, Vasegh Z, Rezapanah S, Safi Y, Khaeazifard MJ. Effect of object position in cone beam computed tomography field of view for detection of root fractures in teeth with intra-canal posts. *Iran J Radiol* 2015; 12(4): e25272.
12. Schulze RK, Berndt D, d'Hoedt B. On cone beam computed tomography artifacts induced by titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(1): 100-7.
13. Pauwels R, Stamatakis H, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Horner K, et al. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24 Suppl A 100: 94-9.
14. Kastumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita m, ET AL. Image artifact in dental cone beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006; 101(5): 652-7.
15. 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; 27(2): 114-20.
16. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH. Invitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(4): 378-83.
17. Taylor C. Evaluation of the effects of positioning and configuration on contrast to noise ratio in the quality control of a 3D Accuitomo 170 dental CBCT system. *Dentomaxillofac Radiol* 2016; 45(5): 20150430.
18. Scarfe WC, Farman AG. What is cone beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008; 52(4): 707-30.