



## آرتیفکت CBCT: طبقه‌بندی، منشأ فیزیکی و اثر تشخیصی

آرتیفکت CBCT هر ساختار قابل‌مشاهده در داده بازسازی‌شده است که در جسم واقعی وجود ندارد. منشأ آن ناهمخوانی میان مدل ریاضی بازسازی (عمدتاً الگوریتم Feldkamp) و فرایند فیزیکی واقعی تصویربرداری است: سخت‌شدگی پرتو و فلز، پراکندگی و نویز، هندسه پرتو مخروطی و نمونه‌برداری گسسته، نقص آشکارساز و حرکت بیمار. شناخت این الگوها پیش‌شرط تفسیر درست CBCT است.

## نکات کلیدی این مقاله

- طبق مرور کلاسیک Schulze، آرتیفکتهای اصلی CBCT عبارتاند از خاموشی، سخت‌شدگی پرتو، حجم جزئی و aliasing، EEGE، حلقوی و حرکتی؛ نویز و پراکندگی هم آرتیفکت ایجاد می‌کنند.
- باور رایج «آرتیفکت کمتر CBCT نسبت به CT» از نظر فیزیکی درست نیست؛ CBCT آرتیفکتهای اضافه‌ای مانند aliasing ناشی از واگرایی مخروط دارد.
- حتی تیتانیوم در کیلولتاژ معمول CBCT سخت‌شدگی پرتو شدید ایجاد می‌کند.
- در بیماران جوان، حرکت ۳ بار یا بیشتر، مدت تجمعی ۶ ثانیه یا بیشتر و حرکت چندصفحه‌ای با افت معنادار کیفیت تصویر همراه بود.
- روش‌های MAR دوحوزه‌ای (پروجکشن و تصویر) نتایج امیدوارکننده دارند، اما خطای واردشده به داده را کاملاً حذف نمی‌کنند.

این مقاله، آرتیفکت CBCT را از منظر فیزیک تصویربرداری و اثر تشخیصی برای رادیولوژیست دهان، فک و صورت مرور می‌کند. مبانی هندسه پرتو، آشکارساز و بازسازی که پایه فهم آرتیفکتهاست در مقاله [اصول فیزیکی تشکیل تصویر در CBCT](#) و اثر پارامترهای دستگاه بر کیفیت تصویر در مقاله [مشخصات فنی CBCT](#) آمده است. مبنای علمی متن حاضر، مرور [Schulze و همکاران درباره آرتیفکتهای CBCT](#)، مرور به‌روز [Kaasalainen و همکاران در Physica Medica](#) و مطالعات اصیل درباره آرتیفکت فلزی و حرکتی است.

## فهرست مطالب

- [آرتیفکت CBCT و علت ایجاد آن](#)
  - [مقایسه آرتیفکت در CBCT و CT پزشکی](#)
  - [طبقه‌بندی آرتیفکت‌ها بر پایه منشأ فیزیکی](#)
    - [نویز و پراکندگی](#)
    - [آرتیفکت حلقوی و aliasing](#)
  - [سخت‌شدگی پرتو و آرتیفکت فلزی](#)
    - [اثر گرادیان لبه نمایی \(EEGE\) و حجم جزئی](#)
    - [کارایی الگوریتم‌های کاهش آرتیفکت فلزی \(MAR\)](#)
- [آرتیفکت حرکتی](#)
  - [توقف اسکن به دلیل حرکت بیمار](#)
  - [اثر تشخیصی آرتیفکت CBCT و راهکارهای کاهش](#)
    - [اثر پارامترهای اکسپوژر](#)
    - [پرسش‌های متداول](#)
      - [آرتیفکت CBCT به زبان ساده چیست؟](#)
      - [شایع‌ترین آرتیفکت در CBCT دندان‌ی کدام است؟](#)
      - [آیا CBCT آرتیفکت فلزی کمتری از CT دارد؟](#)
      - [چه نوع حرکتی کیفیت تصویر CBCT را کاهش می‌دهد؟](#)
      - [آیا الگوریتم MAR آرتیفکت فلزی را کاملاً حذف می‌کند؟](#)
      - [آرتیفکت حلقوی نشانه چه مشکلی است؟](#)
- [جمع‌بندی](#)
- [منابع](#)

## آرتیفکت CBCT و علت ایجاد آن

آرتیفکت CBCT ساختاری است که در داده بازسازی شده دیده می‌شود اما در جسم واقعی وجود ندارد. علت بنیادی آن، ناهمخوانی میان شرایط فیزیکی واقعی اندازه‌گیری و فرض‌های ریاضی الگوریتم بازسازی است؛ از جمله فرض پرتو تک‌انرژی، خطوط ریاضی بی‌ضخامت، نمونه‌برداری پیوسته و بی‌حرکتی کامل جسم در طول چرخش.

تقریباً همه دستگاه‌های CBCT برای بازسازی سه‌بعدی از الگوریتم **Feldkamp (FDK)** یا نسخه‌های اصلاح‌شده آن استفاده می‌کنند. به توضیح [Schulze و همکاران](#)، این الگوریتم تنها انتگرال‌های خطی را تقریب می‌زند و مسیر دایره‌ای منبع نیز شرط

Tuy را نقض می‌کند؛ بنابراین بازسازی دقیق فقط در صفحه مرکزی تضمین می‌شود. گسسته بودن نمونه‌برداری، نویز کوانتومی آشکارساز و درونیابی ساده نیز خطاهایی وارد می‌کنند که در صورت قابل‌مشاهده بودن، آرتیفکت نامیده می‌شوند.

*“An image artefact may be defined as a visualized structure in the reconstructed data that is not present in the object under investigation.”*

ترجمه: «آرتیفکت تصویری را می‌توان ساختاری قابل‌مشاهده در داده بازسازی‌شده تعریف کرد که در جسم مورد بررسی وجود ندارد.»

— Schulze و همکاران، [Dentomaxillofacial Radiology](#)

## مقایسه آرتیفکت در CBCT و CT پزشکی

خیر. این باور میان برخی کاربران رایج است، اما از دید فیزیکی درست نیست. در صفحه مرکزی، پس‌تابش Feldkamp از نظر ریاضی با بازسازی CT پرتو بادبزی یکسان است و تفاوت ظاهری رگه‌ها به هندسه مخروطی، طیف کم‌انرژی‌تر، پنجره‌بندی و پس‌پردازش برمی‌گردد. CBCT افزون بر این، آرتیفکت‌های ویژه‌ای مانند aliasing ناشی از واگرایی مخروط، پراکندگی بیشتر و نویز بالاتر دارد.

این نکته برای مقایسه مدالیت‌ها اهمیت دارد: تصویر «تمیزتر» در یک نرم‌افزار ممکن است حاصل فیلترهای پس‌پردازش باشد، نه داده خام دقیق‌تر. مرور [Kaasalainen](#) و [همکاران](#) نیز ویژگی‌های فنی اسکنرها، بهینه‌سازی دوز و مسائل حل‌نشده در مسیر معاینات CBCT بالینی مؤثرتر را جمع‌بندی کرده است؛ بنابراین ارزیابی هر آرتیفکت CBCT باید در کنار پروتکل و دستگاه مورد استفاده انجام شود.

## طبقه‌بندی آرتیفکت‌ها بر پایه منشأ فیزیکی

طبق مرور Schulze و همکاران، آرتیفکت‌های گزارش‌شده در CBCT عبارت‌اند از آرتیفکت خاموشی، سخت‌شدگی پرتو، اثر حجم جزئی و اثر گرادیان لبه نمایی (EEGE)، aliasing، آرتیفکت حلقوی و آرتیفکت حرکتی یا عدم هم‌ترازی. نویز و پراکندگی نیز آرتیفکت‌های اضافه ایجاد می‌کنند. بسیاری از این عوامل با الگوی مشترک رگه و سایه در امتداد خطوط پروجکشن ظاهر می‌شوند.

برای کاربرد بالینی، طبقه‌بندی هر آرتیفکت CBCT بر اساس **جایگاه خطا در زنجیره تصویربرداری** مفیدتر است؛ زیرا هر گروه راهکار پیشگیری متفاوتی دارد. گروه فوتون و طیف به ماده و انرژی پرتو وابسته است، گروه هندسه و نمونه‌برداری به طراحی دستگاه و الگوریتم، گروه آشکارساز به کالیبراسیون و نگهداری، و گروه بیمار به قرارگیری و همکاری بیمار.

## آرتیفکت‌های CBCT از کجا می‌آیند؟

طبقه‌بندی بر اساس منشأ فیزیکی در زنجیره تصویربرداری

### هندسه و نمونه‌برداری

آرتیفکت پرتو مخروطی دور از صفحه مرکزی، aliasing (الگوی  
مواره)، اثر حجم جزئی و EEGE

### فوتون و طیف

سخت‌شدگی پرتو، آرتیفکت خاموشی (extinction) پشت فلز،  
پراکندگی و نویز کوانتومی

### بیمار و سیستم

حرکت بیمار و عدم هم‌ترازی منبع، بیمار و آشکارساز؛ کانتور  
دوگانه و تاری

### آشکارساز

آرتیفکت حلقوی ناشی از المان‌های معیوب یا کالیبره‌نشده،  
حول محور چرخش

طبقه‌بندی آرتیفکت‌های CBCT بر اساس منشأ فیزیکی آن‌ها در زنجیره تصویربرداری

مقایسه زیر، ظاهر تصویری، منشأ و پیامد تشخیصی مهم‌ترین آرتیفکت‌ها را در کنار هم قرار می‌دهد:

## آرتیفکتهای اصلی CBCT: منشأ، ظاهر و پیامد تشخیصی

| آرتیفکت                | منشأ فیزیکی                                                         | ظاهر تصویری                                     | پیامد تشخیصی                                      |
|------------------------|---------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|---------------------------------------------------|
| سخت‌شدگی پرتو          | جذب انتخابی فوتون‌های کم‌انرژی در فلز یا مینای ضخیم                 | رگه‌های تیره میان اجسام پرچگال، cupping         | تقلید شکستگی یا تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت و پست |
| خاموشی (missing value) | جذب تقریباً کامل پرتو؛ مثلاً روکش طلا با ضخامت مؤثر ۲ تا ۳ میلی‌متر | رگه‌های شدید روشن و تیره                        | از دست رفتن اطلاعات در مجاورت ترمیم               |
| پراکندگی               | افزوده شدن فوتون‌های پراکنده به شدت اولیه روی آشکارساز بزرگ         | رگه‌هایی مشابه سخت‌شدگی، کاهش کنتراست           | ناپایداری مقادیر خاکستری                          |
| aliasing               | نقض قضیه نایکوئیست؛ واگرایی مخروط و درونیابی ساده                   | الگوی موآره واگرا به سمت محیط حجم               | کاهش وضوح در لبه‌های FOV                          |
| حلقوی                  | المان‌های معیوب یا کالیبره‌نشده آشکارساز                            | حلقه‌های هم‌مرکز حول محور چرخش در مقاطع اگزیاال | تقلید ضایعه یا کانال                              |
| حرکتی                  | جاب‌جایی بیمار یا عدم هم‌ترازی منبع و آشکارساز                      | کانتور دوگانه، رگه و تاری کلی                   | کاهش وضوح مؤثر و نیاز احتمالی به تکرار اسکن       |

منابع: Schulze و همکاران، ۲۰۱۱ و Spin-Neto و همکاران، ۲۰۱۶

## نویز و پراکندگی

نویز معمولاً آرتیفکت به شمار نمی‌آید، اما عامل تخریب تصویر است و دو نوع دارد: نویز افزایشی ناشی از خطای گرد کردن یا نویز الکترونیکی، و نویز کوانتومی با توزیع پواسون. پراکندگی نیز با افزودن فوتون‌های پراکنده به شدت اولیه، خطایی متناسب با مقدار پراکندگی ایجاد می‌کند. هرچه آشکارساز بزرگ‌تر باشد، احتمال برخورد فوتون پراکنده بیشتر است.

به همین دلیل، نسبت سیگنال به نویز در CBCT به‌طور معمول پایین‌تر از CT است و پراکندگی، CBCT را بیش از CT پرتو بادبزنی با کولیماسیون باریک تحت تأثیر قرار می‌دهد. پیامد عملی آن، ناپایداری **مقادیر خاکستری** است؛ موضوعی که استفاده کمی از اعداد خاکستری CBCT برای برآورد چگالی استخوان را محدود می‌کند.

آرتیفکت حلقوی به صورت حلقه‌های هم‌مرکز حول محور چرخش در مقاطع اگزیاال ظاهر می‌شود و منشأ آن ناهمخوانی پاسخ المان‌های آشکارساز است. aliasing ناشی از نمونه‌برداری ناکافی است و به شکل الگوی خطی موآره دیده می‌شود که از مرکز به سمت محیط حجم واگرا می‌شود. هر دو بیشتر در مقاطع اگزیاال، یعنی در جهت پرتو، آشکارند.

Schulze و همکاران گزارش کرده‌اند که در روش بازسازی تکراری مبتنی بر مفهوم جبری، آرتیفکت حلقوی مشاهده نکرده‌اند، زیرا الگوریتم‌های جبری ناهمخوانی‌های «نویزمانند» را بهتر از روش‌های پس‌تابش فیلترشده مدیریت می‌کنند. ظهور مکرر حلقه در یک دستگاه، معمولاً نشانه نیاز به کالیبراسیون آشکارساز در برنامه **کنترل کیفیت** است.

## سخت‌شدگی پرتو و آرتیفکت فلزی

پرتو ایکس لوله، طیفی چندانرژی دارد. هنگام عبور از ماده پرچگال مانند فلز، فوتون‌های کم‌انرژی بیشتر جذب می‌شوند و انرژی میانگین پرتو بالا می‌رود؛ یعنی جسم مانند فیلتر عمل می‌کند. در نتیجه تضعیف اندازه‌گیری‌شده با مدل خطی الگوریتم ناهمخوان می‌شود و این خطا هنگام پس‌تابش، به شکل رگه‌های تیره میان اجسام پرچگال در حجم ظاهر می‌شود.

اهمیت بالینی این نوع آرتیفکت CBCT در دندان‌پزشکی بسیار زیاد است، زیرا ترمیم‌های فلزی، پست‌ها، براکت‌ها و ایمپلنت‌ها در بسیاری از بیماران وجود دارند. Schulze و همکاران تأکید می‌کنند که حتی فلز سبکی مانند **تیتانیوم** در کیلوولتاژهای معمول CBCT سخت‌شدگی پرتو شدید ایجاد می‌کند. در مجاورت ترمیم‌های بسیار جاذب مانند روکش طلا، پرتو عملاً خاموش می‌شود و آرتیفکت خاموشی شکل می‌گیرد.

## سخت‌شدگی پرتو و آرتیفکت فلزی

چرا فلز در CBCT رگه تیره می‌سازد؟



منبع: Schulze و همکاران، 2011 DMFR

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir

زنجیره سخت‌شدگی پرتو: از جذب انتخابی فوتون‌های کم‌انرژی تا رگه‌های تیره در حجم بازسازی شده

*"It has been shown that even light metal such as titanium causes massive beam hardening for the typical kilovoltages applied in CBCT machines."*

ترجمه: «نشان داده شده است که حتی فلز سبکی مانند تیتانیوم در کیلوولتاژهای معمول دستگاه‌های CBCT سخت‌شدگی پرتو گسترده‌ای ایجاد می‌کند.»

— Schulze و همکاران، [Artefacts in CBCT: a review](#)

## اثر گرادیان لبه نمایی (EEGE) و حجم جزئی

EEGE در لبه‌های تیز با کنتراست بالا رخ می‌دهد، زیرا الگوریتم فرض می‌کند تضعیف روی خطی ریاضی و بی‌ضخامت انتگرال‌گیری شده، در حالی که هر المان آشکارساز میانگین جذب را روی پهنای محدودی ثبت می‌کند. نتیجه، رگه‌های نازک مماس بر لبه‌های بلند و مستقیم در جهت پرتو است. اثر حجم جزئی، معادل همین پدیده در جهت محوری است.

در CBCT دندانی، EEGE به‌ویژه در لبه روکش‌های فلزی اهمیت دارد و می‌تواند با خطوط شکستگی یا فضای PDL اشتباه شود. شناخت جهت این رگه‌ها، یعنی مماس بودن بر لبه و هم‌راستایی با پرتو، به افتراق آن از یافته واقعی کمک می‌کند. این موضوع در ارزیابی شکستگی عمودی ریشه دندان‌های درمان‌شده، که در مقاله [تصویربرداری اندودانتیکس](#) مرور شده، اهمیت ویژه دارد.

## کارایی الگوریتم‌های کاهش آرتیفکت فلزی (MAR)

الگوریتم‌های MAR معمولاً داده فلز را در حوزه پروجکشن شناسایی و جایگزین می‌کنند یا تصویر را در حوزه تصویر اصلاح می‌کنند. روش دوحوزه‌ای Tang و همکاران، اصلاح پروجکشن و اصلاح سخت‌شدگی را با دو مدل U-Net ترکیب کرد و روی داده شبیه‌سازی‌شده بهترین مقادیر NRMSD برابر ۰/۰۱۹۶ و SSIM برابر ۰/۹۹۲۴ را نسبت به روش‌های مقایسه‌ای به دست آورد.

با این حال، [Tang و همکاران](#) یادآوری می‌کنند که داده CBCT دندان‌های حجم بیشتر و FOV محدودتری نسبت به CT دارد و این ویژگی‌ها طراحی MAR را دشوارتر می‌کند. از دید فیزیکی نیز، به تعبیر Schulze، پس‌پردازش پس از ورود خطا به حجم مانند «گذاشتن گاری جلوی اسب» است؛ بنابراین MAR ابزار کمکی است و ارزیابی تصویر اصلاح‌نشده در کنار تصویر اصلاح‌شده، در موارد حساس توصیه می‌شود.

در دستگاه‌های تجاری نیز فیلترهای اختصاصی وجود دارد؛ برای نمونه خانواده [دستگاه CBCT مدل OP 3D برند DEXIS](#) فیلترهای کاهش آرتیفکت فلزی (MAR) و افزایش کنتراست ایمپلنت (ICE) را در نرم‌افزار ارائه می‌کند. مقایسه پیکربندی‌های این خانواده در مقاله [FOV در OP 3D LX و EX](#) آمده است.

## آرتیفکت حرکتی

آرتیفکت CBCT ناشی از حرکت زمانی رخ می‌دهد که جابه‌جایی بیمار در طول اسکن باعث شود خطوطی که پس‌تابش روی آن‌ها انجام می‌شود با خطوطی که تضعیف روی آن‌ها ثبت شده منطبق نباشند، زیرا الگوریتم اطلاعی از حرکت ندارد. نتیجه معمولاً کانتور دوگانه، رگه‌ها و تاری کلی است. هرچه وضوح اسمی بالاتر باشد، یعنی وکسل کوچک‌تر، احتمال آشکار شدن آرتیفکت حرکتی بیشتر است.

مطالعه [Spin-Neto و همکاران](#) روی ۳۳ معاینه CBCT بیماران ۹ تا ۲۵ ساله (میانگین ۱۴ سال) با پایش ویدیویی نشان داد که حرکت به‌تنهایی همیشه به افت کیفیت تصویر نمی‌انجامد؛ اما در مقایسه جفت‌های هم‌سان، تعداد حرکت ۳ بار یا بیشتر ( $p=0.039$ )، مدت تجمعی ۶ ثانیه یا بیشتر ( $p=0.024$ ) و حرکت چندصفحه‌ای ( $p=0.046$ ) با کیفیت پایین‌تر همراه بود. در این جمعیت، ۹۰ درصد معاینات به دلیل نیش نهفته فک بالا انجام شده بود.

## حرکت بیمار: چه زمانی کیفیت تصویر افت می‌کند؟

۳۳ معاینه CBCT در بیماران ۹ تا ۲۵ ساله با پایش ویدیویی

### مدت تجمعی

۶ ثانیه یا بیشتر در برابر ۵ ثانیه یا کمتر  
 $p = 0.024$

### تعداد حرکت

۳ حرکت یا بیشتر در برابر ۲ یا کمتر  
 $p = 0.039$

### فاصله حرکت

رابطه معنادار با کیفیت تصویر دیده نشد  
 $p = 0.659$

### پیچیدگی

حرکت چند صفحه‌ای در برابر تک صفحه‌ای  
 $p = 0.046$

منبع: Spin-Neto و همکاران، DMFR 2016

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir

ویژگی‌های حرکتی‌ای که در مطالعه Spin-Neto و همکاران با افت معنادار کیفیت تصویر همراه بود

## توقف اسکن به دلیل حرکت بیمار

در دستگاه مورد مطالعه Spin-Neto، سه ثانیه نخست معاینه بدون تابش بود و ۴۵ درصد بیماران در همین مرحله شروع به حرکت کردند؛ بیش از ۸۵ درصد آنان (۱۳ از ۱۵ نفر) دست‌کم یک بار دیگر در زمان تابش نیز حرکت کردند. نویسندگان پیشنهاد کرده‌اند اگر حرکت در ثانیه‌های بدون تابش دیده شود، اپراتور اسکن را متوقف و بیمار را دوباره آموزش دهد.

این راهبرد هیچ تابش اضافی ندارد و تنها زمان بیشتری صرف می‌شود، در حالی که تکرار اسکن پس از تابش، دوز بیمار را دوچندان می‌کند. چون کودکان و نوجوانان هم بیشتر حرکت می‌کنند و هم به پرتو حساس‌ترند، این نکته در [CBCT در ارتودنسی](#) اهمیت ویژه‌ای دارد. Spin-Neto و همکاران همچنین یادآوری کرده‌اند که مطالعات پیشین آرتیفکت مشکوک به حرکت را در ۴/۵ تا ۴۱/۵ درصد معاینات CBCT گزارش کرده‌اند.

*"Image quality was, however, significantly lower in the moving patients when movement occurred several times, had a long duration or was multiplanar."*

ترجمه: «با این حال، کیفیت تصویر در بیمارانی که حرکت کرده بودند، زمانی که حرکت چند بار رخ داده، طولانی بوده یا چند صفحه‌ای بوده، به‌طور معناداری پایین‌تر بود.»

— Spin-Neto و همکاران، [Dentomaxillofacial Radiology](#)

## اثر تشخیصی آرتیفکت CBCT و راهکارهای کاهش

هر آرتیفکت CBCT می‌تواند یافته کاذب بسازد یا یافته واقعی را بپوشاند: رگه تیره کنار ایمپلنت ممکن است با تحلیل استخوان، و EEGE یا سخت‌شدگی کنار پست با شکستگی ریشه اشتباه شود. کاهش آرتیفکت سه لایه دارد: انتخاب درست پروتکل و FOV پیش از اسکن، تثبیت و آموزش بیمار در حین اسکن، و استفاده آگاهانه از الگوریتم‌های کاهش آرتیفکت پس از بازسازی.

اقدامات عملی مبتنی بر شواهد برای کاهش آرتیفکت CBCT در یک بخش رادیولوژی دهان و فک عبارت‌اند از:

- **توجیه و FOV:** طبق [ICRP 129](#)، ناحیه مورد نظر کاملاً در FOV قرار گیرد؛ FOV کوچک‌تر حجم پراکندگی را کاهش می‌دهد و اصول آن در مقاله [توجیه تصویربرداری](#) آمده است.
- **فلزات قابل جداسازی:** خارج کردن پروتزهای متحرک، زیورآلات و اجسام فلزی پیش از اسکن، در صورت امکان بالینی.
- **قرارگیری و تثبیت:** تثبیت مناسب سر و آموزش بیمار؛ Schulze تثبیت کافی سر را برای محدود کردن حرکت توصیه می‌کند.
- **پایش حرکت:** توقف اسکن در صورت حرکت در مرحله بدون تابش، بر پایه یافته‌های Spin-Neto.
- **کنترل کیفیت:** کالیبراسیون منظم آشکارساز برای پیشگیری از آرتیفکت حلقوی، مطابق برنامه‌های تضمین کیفیت راهنمای [SEDENTEXCT](#).
- **تفسیر:** مقایسه تصویر با و بدون MAR و بررسی چند صفحه در موارد مشکوک به شکستگی یا تحلیل استخوان.

### کاهش آرتیفکت در عمل

از اکسپوزر تا تفسیر



راهنمای سریع زیر، نشانه‌های افتراقی آرتیفکت از یافته واقعی را در موقعیت‌های رایج بالینی خلاصه می‌کند:

### افتراق آرتیفکت از یافته واقعی در موقعیت‌های رایج

| موقعیت بالینی                   | آرتیفکت محتمل          | نشانه افتراقی                                        | اقدام پیشنهادی                               |
|---------------------------------|------------------------|------------------------------------------------------|----------------------------------------------|
| استخوان اطراف ایمپلنت تیتانیومی | سخت‌شدگی پرتو          | نوار تیره هم‌راستا با خطوط پروجکشن میان اجسام پرچگال | بررسی در چند صفحه و مقایسه با/بدون MAR       |
| ریشه دارای پست یا گوتاپرکا      | سخت‌شدگی و EEEG        | رگه نازک مماس بر لبه و امتداد آن فراتر از مرز دندان  | هم‌بستگی با یافته بالینی و رادیوگرافی دوبعدی |
| بیمار کم‌سن یا ناآرام           | حرکتی                  | کانتور دوگانه در چند ساختار هم‌زمان                  | تثبیت بهتر و پایش ثانیه‌های بدون تابش        |
| حلقه یا قوس در مقطع اگزیاال     | حلقوی                  | هم‌مرکز بودن حول محور چرخش                           | کالیبراسیون آشکارساز                         |
| محیط FOV بزرگ                   | پرتو مخروطی و aliasing | تشدید خطا با فاصله از صفحه مرکزی                     | قرار دادن ناحیه هدف نزدیک مرکز حجم           |

جمع‌بندی بر پایه [Spin-Neto ۲۰۱۶](#)، [Schulze ۲۰۱۱](#) و [Tang ۲۰۲۳](#)

### اثر پارامترهای اکسپوژر

بله، اما رابطه پارامترها با آرتیفکت CBCT یک‌طرفه نیست. کاهش وکسل وضوح اسمی را بالا می‌برد ولی آرتیفکت حرکتی را آشکارتر می‌کند؛ کیلولولتاژ بالاتر سخت‌شدگی را تا حدی کاهش می‌دهد اما کنتراست را تغییر می‌دهد؛ و FOV بزرگ‌تر پراکندگی را بیشتر می‌کند. مرور Fontenele و همکاران روی ۸۷ دستگاه تجاری، ولتاژ ۵۰ تا ۱۲۰ کیلوولت و جریان عمدتاً ۱ تا ۱۷ میلی‌آمپر را گزارش کرد.

[Fontenele و همکاران](#) بر فردی‌سازی اکسپوژر CBCT برای بهینه‌سازی دقت تشخیصی و کاهش ریسک زیستی تأکید دارند. بنابراین انتخاب پروتکل باید هم‌زمان پرسش بالینی، احتمال وجود فلز، توان همکاری بیمار و دوز را در نظر بگیرد؛ چارچوبی که در مقاله‌های [ICRP 113](#) و [حفاظت پرتویی و دوزیمتری رادیولوژی دندان](#) نیز به آن پرداخته شده است. برای مشاهده دستگاه‌ها و پیکربندی‌ها نیز می‌توانید به [دسته دستگاه‌های CBCT](#) مراجعه کنید.

## پرسش‌های متداول

### آرتیفکت CBCT به زبان ساده چیست؟

آرتیفکت CBCT ساختاری در تصویر بازسازی شده است که در بدن بیمار وجود ندارد. این خطاها از ناهمخوانی میان فرض‌های ریاضی الگوریتم بازسازی و شرایط فیزیکی واقعی مانند طیف چندانرژی، پراکندگی، نمونه‌برداری گسسته و حرکت بیمار ناشی می‌شوند.

### شایع‌ترین آرتیفکت در CBCT دندان‌دانی کدام است؟

در دندان‌پزشکی، آرتیفکت‌های ناشی از مواد پرچگال، یعنی سخت‌شدگی پرتو و خاموشی در مجاورت ترمیم‌ها، پست‌ها و ایمپلنت‌ها، از مهم‌ترین آرتیفکت‌ها هستند. حتی تیتانیوم در کیلوولتاژ معمول CBCT سخت‌شدگی پرتو شدید ایجاد می‌کند.

### آیا CBCT آرتیفکت فلزی کمتری از CT دارد؟

از نظر فیزیکی خیر. ظاهر متفاوت رگه‌ها به هندسه مخروطی، طیف کم‌انرژی‌تر و پس‌پردازش برمی‌گردد. CBCT همچنین آرتیفکت‌های اضافه‌ای مانند aliasing ناشی از واگرایی مخروط، پراکندگی بیشتر و نویز بالاتر دارد.

### چه نوع حرکتی کیفیت تصویر CBCT را کاهش می‌دهد؟

در مطالعه Spin-Neto و همکاران روی بیماران جوان، حرکت سه بار یا بیشتر، مدت تجمعی شش ثانیه یا بیشتر و حرکت چندصفحه‌ای با کیفیت پایین‌تر تصویر همراه بود؛ اما فاصله حرکت رابطه معناداری با کیفیت نداشت.

### آیا الگوریتم MAR آرتیفکت فلزی را کاملاً حذف می‌کند؟

خیر. روش‌های MAR، به‌ویژه روش‌های دوحوزه‌ای مبتنی بر یادگیری عمیق، آرتیفکت را به‌طور مؤثری کاهش می‌دهند، اما خطایی که پیش‌تر وارد داده شده را کاملاً بازیابی نمی‌کنند. در موارد حساس، مقایسه تصویر با و بدون MAR توصیه می‌شود.

### آرتیفکت حلقوی نشانه چه مشکلی است؟

آرتیفکت حلقوی به شکل حلقه‌های هم‌مرکز حول محور چرخش در مقاطع اگزیاال دیده می‌شود و معمولاً از پاسخ ناهمسان یا معیوب المان‌های آشکارساز ناشی می‌شود. تکرار آن در یک دستگاه، نشانه نیاز به کالیبراسیون آشکارساز است.

## جمع‌بندی

آرتیفکت CBCT پیامد اجتناب‌ناپذیر فاصله میان مدل ریاضی بازسازی و واقعیت فیزیکی تصویربرداری است. طبقه‌بندی آرتیفکت‌ها بر اساس منشأ، یعنی فوتون و طیف، هندسه و نمونه‌برداری، آشکارساز و بیمار، به رادیولوژیست کمک می‌کند برای هر گروه راهکار پیشگیری یا افتراق مناسب انتخاب کند.

سخت‌شدگی پرتو و آرتیفکت فلزی در حضور ایمپلنت و ترمیم‌ها، و آرتیفکت حرکتی در بیماران کم‌سن، بیشترین اثر تشخیصی را دارند. الگوریتم‌های MAR و فیلترهای نرم‌افزاری کمک‌کننده‌اند، اما جایگزین انتخاب درست FOV، تثبیت بیمار، کنترل کیفیت و تفسیر آگاهانه نمی‌شوند.

## نکات کلیدی

آرتیفکت CBCT: طبقه‌بندی، منشأ فیزیکی و اثر تشخیصی

۱ آرتیفکت ساختاری در تصویر است که در جسم وجود ندارد

۲ CBCT آرتیفکت کمتری از CT ندارد؛ برخی آرتیفکت‌ها ویژه هندسه مخروطی است

۳ فلز با سخت‌شدگی پرتو و خاموشی، رگه تیره و روشن می‌سازد

۴ حرکت بیش از ۵ ثانیه یا چندصفحه‌ای کیفیت را کاهش داد

۵ MAR کمک می‌کند، اما جایگزین پروتکل درست و تفسیر آگاهانه نیست

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir

نکات کلیدی مقاله در یک نگاه

مهم‌ترین پیام‌های این مقاله را می‌توان در محورهای زیر خلاصه کرد:

### نکات کلیدی در یک نگاه

| محور     | نکته کلیدی                                                                        |
|----------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| تعریف    | آرتیفکت ساختاری در داده بازسازی شده است که در جسم واقعی وجود ندارد.               |
| منشأ     | ناهمخوانی الگوریتم Feldkamp با طیف چندانرژی، پراکندگی، نمونه‌برداری گسسته و حرکت. |
| فلز      | سخت‌شدگی پرتو و خاموشی؛ حتی تیتانیوم آرتیفکت شدید می‌سازد.                        |
| حرکت     | ۳ حرکت یا بیشتر، مدت ۶ ثانیه یا بیشتر و حرکت چندصفحه‌ای با افت کیفیت همراه بود.   |
| آشکارساز | آرتیفکت حلقوی نشانه نیاز به کالیبراسیون است.                                      |
| کاهش     | FOV متناسب، تثبیت بیمار، MAR آگاهانه و کنترل کیفیت منظم.                          |

1. 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. [doi:10.1259/dmfr/30642039](https://doi.org/10.1259/dmfr/30642039)
2. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: An updated review. Phys Med. 2021;88:193-217. [doi:10.1016/j.ejmp.2021.07.007](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2021.07.007)
3. Tang H, Lin YB, Jiang SD, Li Y, Li T, Bao XD. A new dental CBCT metal artifact reduction method based on a dual-domain processing framework. Phys Med Biol. 2023;68(17). [doi:10.1088/1361-6560/acec29](https://doi.org/10.1088/1361-6560/acec29)
4. Spin-Neto R, Matzen LH, Schropp L, Gotfredsen E, Wenzel A. Movement characteristics in young patients and the impact on CBCT image quality. Dentomaxillofac Radiol. 2016;45(4):20150426. [doi:10.1259/dmfr.20150426](https://doi.org/10.1259/dmfr.20150426)
5. Fontenele RC, Gaêta-Araujo H, Jacobs R. Cone beam computed tomography in dentistry: Clinical recommendations and indication-specific features. J Dent. 2025;159:105781. [doi:10.1016/j.jdent.2025.105781](https://doi.org/10.1016/j.jdent.2025.105781)
6. ICRP; Rehani MM, Gupta R, Bartling S, et al. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann ICRP. 2015;44(1):9-127. [doi:10.1177/0146645315575485](https://doi.org/10.1177/0146645315575485)
7. European Commission. Radiation Protection No 172: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology – Evidence-based guidelines (SEDENTEXCT). Luxembourg: Publications Office of the EU; 2012. [op.europa.eu – RP 172 \(doi:10.2768/21874\)](https://op.europa.eu/en/publication-detail/-/publication/11111111-1111-1111-1111-111111111111)
8. Featured image: DEXIS ORTHOPANTOMOGRAPH OP 3D product photograph, courtesy of DEXIS (manufacturer press material). [dexis.com – OP 3D](https://dexis.com)

#### درباره نویسنده

این مقاله توسط تیم تحریریه علمی چاوش طب آذین تهیه شده است؛ تیمی که محتوای دانشنامه تخصصی رادیولوژی دهان، فک و صورت را بر پایه مقالات داوری شده، گایدلاین‌های بین‌المللی و مستندات فنی سازندگان تدوین و به‌روزرسانی می‌کند. چاوش طب آذین از سال ۲۰۱۴ در حوزه خدمات و تجهیزات تصویربرداری دندان‌پزشکی فعالیت دارد (دریاره ما). سایر مقالات این دانشنامه در [ویلاگ چاوش طب آذین](#) در دسترس است. این محتوا جنبه آموزشی دارد و جایگزین قضاوت بالینی متخصص نیست.

آخرین به‌روزرسانی: ۱۴۰۵/۰۸/۰۹