دانشنامه علمی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir · به‌روزرسانی ۲۵ آبان ۱۴۰۵

CBCT طیفی و دوانرژی در دندانپزشکی: اصول، برآورد دوز و جایگاه در کنار CT فوتون‌شمار

CBCT طیفی داده‌های تصویر را در دو یا چند طیف انرژی ثبت می‌کند تا تجزیه مواد و تصاویر تک‌انرژی مجازی با آرتیفکت فلزی کمتر ممکن شود. در نخستین برآورد دوز یک دستگاه طیفی دندانی، دوز مؤثر بزرگسال در حالت طیفی ۹۶ تا ۳۷۲ میکروسیورت و قابل مقایسه با سایر CBCTها بود، اما DAP اغلب از سطوح مرجع منتشرشده بالاتر بود و ارزش تشخیصی بالینی هنوز اثبات نشده است.

نکات کلیدی این مقاله

- در برآورد دوز یک CBCT طیفی دندانی، دوز مؤثر بزرگسال در حالت طیفی ۹۶ تا ۲۰۶ میکروسیورت برای FOV کوچک و ۳۷۲ میکروسیورت برای FOV بزرگ بود.[۱]
- دوز مؤثر کودکان حدود ۷۵٪ بیشتر از بزرگسالان برآورد شد و DAP اغلب بالاتر از سطوح مرجع تشخیصی منتشرشده بود.[۱]
- در نمونه آزمایشی دوانرژی با فیلتر طیفی، میانگین انرژی فوتون دو طیف ۶۶٫۷ و ۸۶٫۳ کیلوالکترون‌ولت در ولتاژ ثابت ۱۲۰ kVp بود.[۳]
- تراکم استخوان فک با یک دستگاه دوانرژی آزمایشی با MDCT همبستگی ۰٫۹۲ داشت، اما در تراکم‌های پایین توافق محدود بود.[۵]
- در فانتوم، CT فوتون‌شمار کانال‌های ۲۰۰ میکرونی را نشان داد، در حالی که CBCT تا ۳۰۰ میکرون قابل اتکا بود.[۷]

در CBCT متداول، آشکارساز انرژی همه فوتون‌ها را با هم جمع می‌کند و اطلاعات وابسته به انرژی از دست می‌رود. فناوری‌های طیفی، از دوانرژی با فیلتر طیفی تا آشکارسازهای فوتون‌شمار، این اطلاعات را حفظ می‌کنند تا بتوان مواد با تضعیف متفاوت را از هم جدا کرد. این مقاله اصول CBCT طیفی، داده‌های دوز، نخستین شواهد کمّی‌سازی تراکم استخوان و جایگاه آن را در کنار CT فوتون‌شمار برای رادیولوژیست دهان و فک مرور می‌کند.[۱، ۲]

فهرست مطالب

1. CBCT طیفی چیست و چه تفاوتی با CBCT متداول دارد؟
2. برآورد دوز در CBCT طیفی دندانی
3. تجزیه مواد و سنجش تراکم استخوان
4. CT فوتون‌شمار و جایگاه CBCT طیفی
5. جمع‌بندی شواهد برای عمل بالینی
6. جدول جمع‌بندی نکات
7. پرسش‌های متداول
8. جمع‌بندی
9. مطالعه مرتبط در دانشنامه
10. منابع

CBCT طیفی چیست و چه تفاوتی با CBCT متداول دارد؟

ضریب تضعیف هر بافت به انرژی فوتون وابسته است و این وابستگی برای مواد مختلف یکسان نیست. اگر داده‌ها در دو طیف انرژی متفاوت ثبت شوند، می‌توان با روش تجزیه مواد، سهم موادی مانند کلسیم، آب یا ید را برآورد کرد و تصاویری مجازی ساخت که گویی با یک انرژی واحد گرفته شده‌اند. این تصاویر تک‌انرژی مجازی در انرژی‌های بالا، آرتیفکت سخت‌شدگی پرتو و آرتیفکت فلزی را کاهش می‌دهند.[۲، ۳]

در CT پزشکی، دوانرژی با روش‌هایی مانند تعویض سریع ولتاژ یا دو لوله اجرا می‌شود که هزینه تجهیزات را بالا می‌برد. هدف پژوهش‌های CBCT طیفی دندانی، دستیابی به همین مزیت با هزینه و پیچیدگی کمتر است.[۳]

روش‌های تفکیک انرژی

Li و همکاران یک CBCT آزمایشی را با منبع اشعه نانولوله کربنی دارای دو کانون مجهز کردند و هر کانون را با یک فیلتر کم‌انرژی یا پرانرژی ترکیب کردند. در ولتاژ ثابت ۱۲۰ kVp، میانگین انرژی فوتون دو طیف ۶۶٫۷ و ۸۶٫۳ کیلوالکترون‌ولت بود و آهنگ کرمای هوا در پرتو پرانرژی ۳۱٫۷٪ پرتو کم‌انرژی بود.[۳]

در نسخه بعدی، پروژکشن‌ها با فعال‌سازی متناوب دو پرتو حین چرخش منبع و آشکارساز ثبت شدند و با یک روش یک‌مرحله‌ای تجزیه مواد و بازسازی پردازش شدند. جدایی میانگین انرژی ۱۵٫۵ کیلوالکترون‌ولت با آهنگ دوز و زمان تصویربرداری قابل قبول به دست آمد و کمّی‌سازی کلسیم و ید در فانتوم دقیق بود.[۴]

> «نتایج امکان تصویربرداری دوانرژی CBCT با کیفیت بالا را از طریق فیلتراسیون طیفی و بدون نیاز به آشکارساز حساس به انرژی یا تعویض سریع ولتاژ بالا نشان داد.»
>
> “The results demonstrated the feasibility of high quality DE-CBCT imaging by spectral filtration without using either an energy sensitive detector or rapid high voltage switching.”
>
> — Li و همکاران، Sci Rep 2024[۴]

روش‌های تصویربرداری طیفی در CT و CBCT

روش	سازوکار تفکیک انرژی	وضعیت در دندانپزشکی
فیلتر طیفی با منبع دوکانونی	دو پرتو با فیلتر کم‌انرژی و پرانرژی	نمونه‌های آزمایشی CBCT
تعویض سریع ولتاژ	تغییر kVp حین چرخش	عمدتاً CT پزشکی؛ پرهزینه
آشکارساز فوتون‌شمار	طبقه‌بندی انرژی هر فوتون	CT فوتون‌شمار؛ مطالعات اولیه دندانی

منبع: جمع‌بندی تحریریه بر پایه Li 2024، Li 2022 و Darvizeh 2026.

برآورد دوز در CBCT طیفی دندانی

Orhan و همکاران دوز یک دستگاه CBCT طیفی دندانی را در پروتکل‌های مختلف برآورد کردند. در حالت غیرطیفی، دوز مؤثر بزرگسال ۴۴ تا ۲۶۹ میکروسیورت برای FOV کوچک، ۱۳۱ تا ۳۳۶ برای FOV متوسط و ۱۶۳ تا ۴۷۶ برای FOV بزرگ بود. در حالت طیفی، این مقادیر ۹۶ تا ۲۰۶ میکروسیورت برای FOV کوچک، ۲۹۹ برای FOV متوسط و ۳۷۲ برای FOV بزرگ برآورد شد.[۱]

دوز مؤثر کودکان حدود ۷۵٪ بیشتر از مقادیر متناظر بزرگسالان بود. نویسندگان نتیجه گرفتند که دوز دستگاه با سایر CBCTها قابل مقایسه است، اما مقادیر DAP عموماً بالاتر از سطوح مرجع تشخیصی منتشرشده قرار داشت.[۱]

دانشنامه علمی چاوش طب آذین

حداکثر دوز مؤثر بزرگسال در CBCT طیفی دندانی

میکروسیورت؛ حالت غیرطیفی در برابر طیفی



منبع: Orhan و همکاران، Dentomaxillofac Radiol 2021؛ مقادیر بالای دامنه هر پروتکل.

حداکثر دوز مؤثر بزرگسال در پروتکل‌های طیفی و غیرطیفی؛ نمودار تحریریه بر پایه Orhan و همکاران (۲۰۲۱).

> «تصویربرداری طیفی ممکن است کاهش آرتیفکت را در سطوح دوز قابل مقایسه فراهم کند، که باید در مطالعات بیشتر کیفیت تصویر در هر دو سطح فنی و تشخیصی ارزیابی شود.»
>
> “Spectral imaging might allow for artefact reduction at comparable dose levels, which should be assessed in further image quality studies at both a technical and diagnostic levels.”
>
> — Orhan و همکاران، Dentomaxillofac Radiol 2021[۱]

پیامد برای بهینه‌سازی

بالاتر بودن DAP از سطوح مرجع به این معناست که ورود هر فناوری جدید باید با ممیزی دوز و انتخاب پروتکل وابسته به اندیکاسیون همراه باشد. مزیت بالقوه کاهش آرتیفکت تنها زمانی توجیه‌کننده دوز است که پرسش بالینی، مانند ارزیابی اطراف ایمپلنت یا ترمیم‌های فلزی متعدد، از آن سود ببرد.[۱]

تجزیه مواد و سنجش تراکم استخوان

یکی از اهداف CBCT دوانرژی، غلبه بر محدودیت مقادیر خاکستری CBCT در کمّی‌سازی تراکم است. Venkateswaran و همکاران تراکم استخوان فک را با یک دستگاه CBCT دوانرژی آزمایشی و MDCT مقایسه کردند. میانگین تراکم در دو روش تفاوت معنادار نداشت (۰٫۴۶ در برابر ۰٫۴۸ گرم بر سانتی‌متر مکعب) و همبستگی پیرسون ۰٫۹۲ بود.[۵]

با این حال، تحلیل بلاند-آلتمن توافق بیشتری را در تراکم‌های بالاتر از ۰٫۶ گرم بر سانتی‌متر مکعب نشان داد و در تراکم‌های پایین، حدود توافق گسترده بود. نویسندگان عملکرد بهتر دستگاه را در استخوان کورتیکال و ترابکولار متراکم و پایایی کمتر را در نواحی با ترابکولای پراکنده گزارش کردند.[۵]

شواهد کمّی CBCT طیفی و فناوری‌های مرتبط

مطالعه	موضوع	یافته اصلی
Orhan ۲۰۲۱	دوز CBCT طیفی	دوز مؤثر قابل مقایسه؛ DAP بالاتر از DRL
Li ۲۰۲۴	دوانرژی با فیلتر طیفی	جدایی انرژی keV ۱۵٫۵ و کاهش آرتیفکت فلزی
Venkateswaran ۲۰۲۶	تراکم استخوان فک	همبستگی ۰٫۹۲ با MDCT
Rau ۲۰۲۵	کانال‌های ریشه در فانتوم	فوتون‌شمار تا ۲۰۰ میکرون؛ CBCT تا ۳۰۰ میکرون

منبع: چکیده‌های منتشرشده مطالعات؛ فهرست منابع همین مقاله.

CT فوتون‌شمار و جایگاه CBCT طیفی

آشکارسازهای فوتون‌شمار هر فوتون را جداگانه شمارش و انرژی آن را طبقه‌بندی می‌کنند و به این ترتیب تصویربرداری طیفی ذاتی، نویز الکترونیکی کمتر و وضوح فضایی بالاتر فراهم می‌کنند. مرور Zanon و همکاران برتری CT فوتون‌شمار را در کاهش آرتیفکت ایمپلنت‌های فلزی، به‌ویژه همراه با تصاویر تک‌انرژی مجازی و کاهش آرتیفکت فلزی تکراری، گزارش کرد و به هزینه و نبود داده‌های بالینی واقعی به‌عنوان محدودیت اشاره کرد.[۶]

در مطالعه فانتوم Rau و همکاران، CT فوتون‌شمار همه کانال‌های جانبی مصنوعی را تا قطر ۲۰۰ میکرون نشان داد، در حالی که CBCT و CT با آشکارساز انتگرال‌گیر تنها تا ۳۰۰ میکرون قابل اتکا بودند. انحراف پهنا از مرجع در قطر ۱۰۰۰ میکرون برای CT فوتون‌شمار ۴٫۴٪ و برای CBCT ۱۳٫۵٪ بود و در قطر ۳۰۰ میکرون به ۳۵٫۱٪ در برابر ۷۲٫۹٪ رسید.[۷]

> «با وجود این یافته‌های امیدوارکننده، CBCT به دلیل دسترسی‌پذیری، هزینه کمتر و گردش کار بالینی تثبیت‌شده، همچنان روش ترجیحی برای بسیاری از اندیکاسیون‌های روتین دندانی است.»
>
> “Despite these promising findings, cone-beam CT remains the preferred modality for many routine dental indications because of its accessibility, lower cost, and established clinical workflow.”

— Darvizeh و همکاران، [۲] Diagnostics 2026

جمع‌بندی شواهد برای عمل بالینی

شواهد موجود درباره CBCT طیفی عمدتاً فنی، فانتومی یا آزمایشی است. برای رادیولوژیست دهان و فک، پرسش‌های کلیدی پیش از پذیرش این فناوری عبارت‌اند از:

- آیا کاهش آرتیفکت فلزی در اندیکاسیون مورد نظر به تغییر تشخیص یا درمان منجر می‌شود؟[۱]
- دوز و DAP پروتکل طیفی در مقایسه با سطوح مرجع محلی چقدر است؟[۱]
- آیا مقادیر تراکم حاصل از تجزیه مواد در محدوده تراکم بیمار مورد نظر پایاست؟[۵]
- آیا داده‌های تشخیصی آینده‌نگر در مقایسه با CBCT و CT متداول وجود دارد؟[۲]

جدول جمع‌بندی نکات

نکات کاربردی CBCT طیفی در دندانپزشکی

محور	نکته کلیدی
اصول	ثبت داده در دو طیف و تجزیه مواد
دوز بزرگسال در حالت طیفی	۹۶ تا ۳۷۲ میکروسیورت بسته به FOV
DAP	اغلب بالاتر از سطوح مرجع منتشرشده
تراکم استخوان	همبستگی ۰٫۹۲ با MDCT؛ ضعیف در تراکم پایین
وضعیت شواهد	عمدتاً فنی و آزمایشی

منبع: جمع‌بندی تحریریه بر پایه منابع فهرست‌شده در همین مقاله.

پرسش‌های متداول

CBCT طیفی به زبان ساده چیست؟

CBCTای که داده‌ها را در دو یا چند طیف انرژی ثبت می‌کند تا تجزیه مواد و تصاویر تک‌انرژی مجازی با آرتیفکت کمتر ممکن شود.[۳]

دوز CBCT طیفی بیشتر از CBCT معمولی است؟

در نخستین برآورد، دوز مؤثر با سایر CBCTها قابل مقایسه بود، اما DAP اغلب بالاتر از سطوح مرجع منتشرشده قرار داشت.[۱]

دوز کودکان در CBCT طیفی چگونه است؟

دوز مؤثر کودکان حدود ۷۵٪ بیشتر از مقادیر متناظر بزرگسالان برآورد شد.[۱]

آیا CBCT دوانرژی تراکم استخوان را دقیق اندازه می‌گیرد؟

همبستگی با MDCT ۰٫۹۲ بود، اما در تراکم‌های پایین حدود توافق گسترده بود.[۵]

تفاوت CBCT طیفی با CT فوتون‌شمار چیست؟

CT فوتون‌شمار انرژی هر فوتون را در آشکارساز طبقه‌بندی می‌کند و در فانتوم، کانال‌های ظریف‌تری را نسبت به CBCT نشان داد.[۶، ۷]

آیا CBCT طیفی جایگزین CBCT روتین می‌شود؟

شواهد فعلی عمدتاً آزمایشی است و CBCT متداول به دلیل دسترسی و هزینه کمتر روش ترجیحی بسیاری از اندیکاسیون‌هاست.[۲]

جمع‌بندی

CBCT طیفی و دوانرژی با حفظ اطلاعات وابسته به انرژی، دو وعده اصلی دارند: کاهش آرتیفکت فلزی و کمّی‌سازی واقعی‌تر مواد. نخستین داده‌ها نشان می‌دهند دوز مؤثر این سامانه‌ها با سایر CBCTها قابل مقایسه است، اما DAP، دوز کودکان و پایایی در تراکم‌های پایین نیازمند توجه است. تا زمانی که مطالعات تشخیصی آینده‌نگر در دسترس نباشد، این فناوری را باید ابزاری در حال ارزیابی برای پرسش‌های مشخص، مانند تصویربرداری در حضور فلز، دانست و انتخاب آن را با ممیزی دوز و پروتکل وابسته به اندیکاسیون همراه کرد.

مطالعه مرتبط در دانشنامه

- فیزیک CBCT و اصول تشکیل تصویر
- مقادیر خاکستری CBCT و تراکم استخوان
- آرتیفکت CBCT: طبقه‌بندی و منشأ فیزیکی
- فیلتراسیون پرتو در CBCT دندانی
- سطح مرجع تشخیصی (DRL) در CBCT
- شکستگی عمودی ریشه در دندان دارای پست فلزی

منابع

شماره‌های بالانویس در متن به همین فهرست پیوند دارند؛ هر منبع با شناسه DOI یا نشانی رسمی ناشر قابل بررسی است.

1. Orhan K, Pauwels R, Chen Y, Song D, Jacobs R. Estimation of the radiation dose for dental spectral cone-beam CT. Dentomaxillofac Radiol. 2021;50(5):20200372. DOI PubMed PMC

2. Darvizeh A, Darvizeh F, Calegari L, Perera Molligoda Arachchige AS, Maspero C. Photon-Counting CT in Oral and Maxillofacial Imaging: Clinical Applications, Dose Efficiency, and Future Perspectives. Diagnostics (Basel). 2026;16(21):3617. DOI PubMed PMC

3. Li B, Spronk D, Luo Y, Puett C, Inscoe CR, Tyndall DA, et al. Feasibility of dual-energy CBCT by spectral filtration of a dual-focus CNT x-ray source. PLoS One. 2022;17(2):e0262713. DOI PubMed PMC

4. Li B, Hu Y, Xu S, Li B, Inscoe CR, Tyndall DA, et al. Low-cost dual-energy CBCT by spectral filtration of a dual focal spot X-ray source. Sci Rep. 2024;14(1):9886. DOI PubMed PMC

5. Venkateswaran V, Tiwari R, Aghaloo T, Kim R, Bezouglaia O, Mallya SM. A novel dual-energy cone beam computed tomography device for assessment of jaw bone density. Oral Radiol. 2026;42(4):935-942. DOI PubMed PMC

6. Zanon C, Pepe A, Cademartiri F, Bini C, Maffei E, Quaia E, et al. Potential Benefits of Photon-Counting CT in Dental Imaging: A Narrative Review. J Clin Med. 2024;13(8):2436. DOI PubMed PMC

7. Rau S, Pichotka MP, Rau A, Reisert M, Altenburger MJ, Schmelzeisen R, et al. Photon-counting-detector CT outperforms state-of-the-art cone-beam and energy-integrated-detector CT in delineation of dental root canals. Sci Rep. 2025;15(1):2978. DOI PubMed PMC

درباره نویسنده: تیم تحریریه علمی چاوش طب آذین

این مقاله را تیم تحریریه علمی چاوش طب آذین بر پایه منابع داوری‌شده و بیانیه‌های رسمی فهرست‌شده تهیه کرده است؛ ادعای بازبینی بالینی مستقل ندارد و جایگزین قضاوت متخصص نیست. آخرین به‌روزرسانی: ۲۵ آبان ۱۴۰۵.