

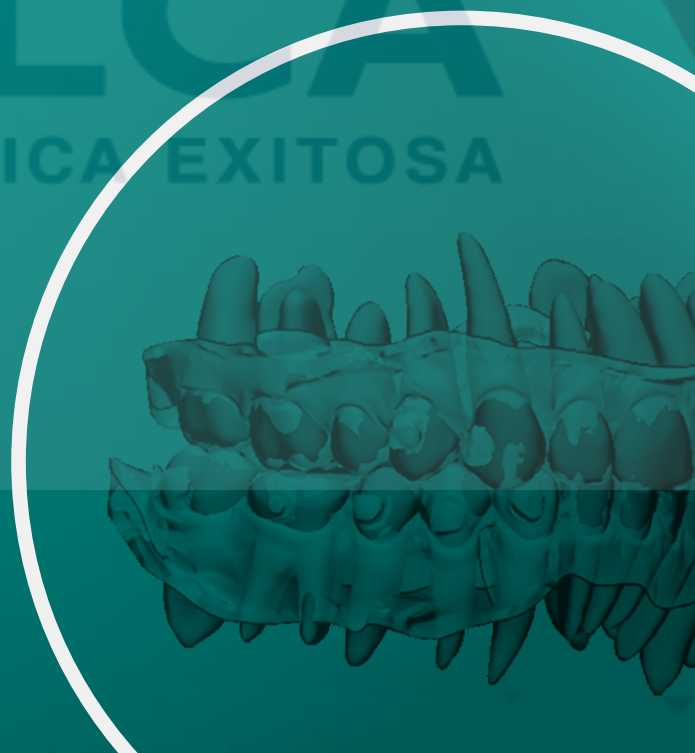


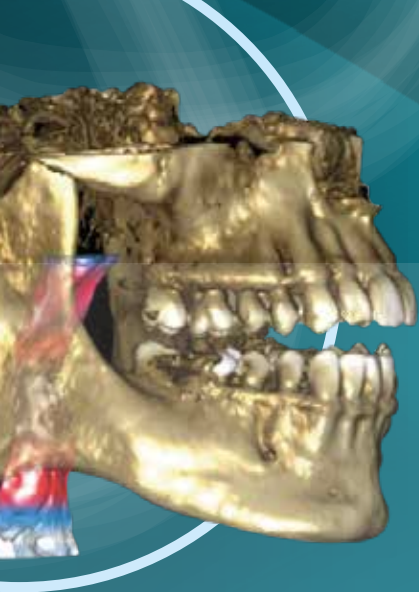
Imágenes craneofaciales en 3D

*Procedimientos actuales en ortodoncia,
cirugía oral y maxilofacial*

Onur Kadioglu
G. Fräns Currier

AMOLCA
PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA





Imágenes craneofaciales en 3D

*Procedimientos actuales en ortodoncia,
cirugía oral y maxilofacial*



Onur Kadioglu
G. Fräns Carrier

AMOLCA
PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA

2022



Contenido

Parte I Visión general

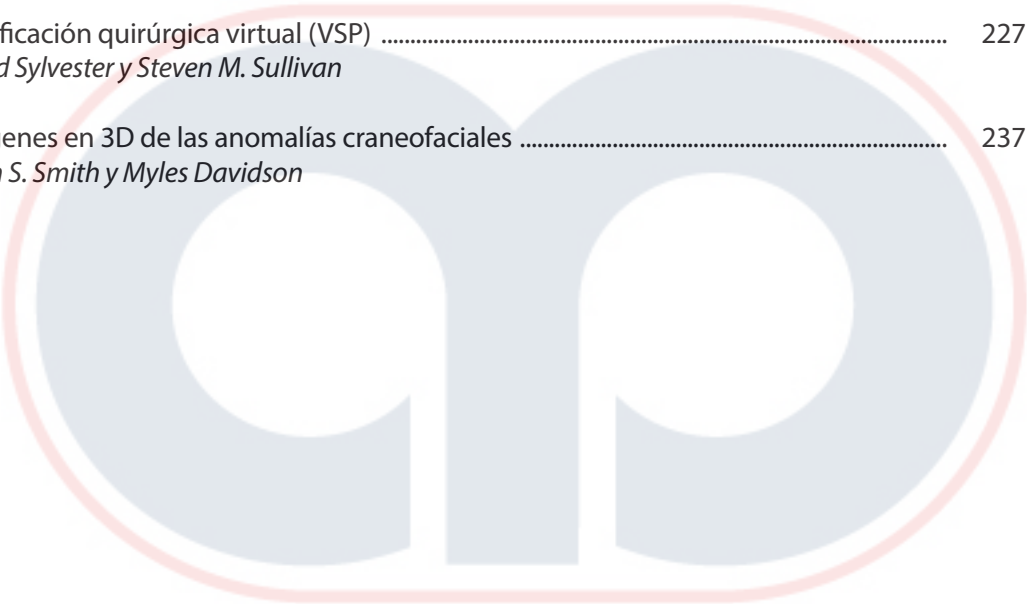
- | | |
|---|----|
| 1 Historia, técnica y seguridad | 3 |
| <i>Farah Masood, Onur Kadioglu y G. Fräns Currier</i> | |
| 2 Aplicaciones actuales | 23 |
| <i>Farah Masood, Onur Kadioglu y G. Fräns Currier</i> | |

Parte II Diagnóstico y planificación del tratamiento: análisis, vía aérea y ATM

- | | |
|--|-----|
| 3 Imágenes en 3D para la evaluación del crecimiento y de los efectos del tratamiento ... | 51 |
| <i>Leonardo Koerich, Eser Tufekci y Steven J. Lindauer</i> | |
| 4 Imágenes y análisis del paciente ortodóntico | 71 |
| <i>Jae Hyun Park y Dawn P. Pruzansky</i> | |
| 5 Ajustes de la dosis para la precisión: CBCT 3D con radiación en dosis ultrabaja para aplicación dental y ortodóntica | 85 |
| <i>Maria Therese S. Galang-Boquiren, Budi Kusnoto, Zhang Zheng y Xiaochuan Pan</i> | |
| 6 Vía aérea superior | 97 |
| <i>Aaron M. Laird, Enver Yetkiner, Onur Kadioglu y G. Fräns Currier</i> | |
| 7 Valor diagnóstico de las imágenes en 3D en ortodoncia clínica | 113 |
| <i>Juan Martín Palomo, Hakan El, Neda Stefanovic y Mohamed Bazina</i> | |
| 8 Planificación del tratamiento, evaluación del resultado e imágenes de la vía aérea superior mediante CBCT en ortodoncia clínica | 141 |
| <i>Juan Martín Palomo, Hakan El, Neda Stefanovic, Rany Bous y Tarek Elshebiny</i> | |

Parte III Aplicaciones clínicas en cirugía oral y ortodoncia

9	Morfología de la articulación temporomandibular y cirugía ortognática	167
	<i>Ryan Patrick O'Sullivan, Onur Kadioglu, G. Fräns Currier, Steven M. Sullivan, Tara Beard y Dee Wu</i>	
10	Límite anterior de la dentición mandibular evaluado con tomografía de haz cónico ...	189
	<i>Sercan Akyalcin, Jeremy Scarpate y Jeryl English</i>	
11	El hueso alveolar y sus límites	207
	<i>Alejandro Romero-Delmastro, G. Fräns Currier y Onur Kadioglu</i>	
12	Planificación quirúrgica virtual (VSP)	227
	<i>David Sylvester y Steven M. Sullivan</i>	
13	Imágenes en 3D de las anomalías craneofaciales	237
	<i>Kevin S. Smith y Myles Davidson</i>	



AMOLCA
PARA UNA PRÁCTICA EXITOSA

Ajustes de la dosis para la precisión: CBCT 3D con radiación en dosis ultrabaja para aplicación dental y ortodóntica

Maria Therese S. Galang-Boquiren, Budi Kusnoto,
Zhang Zheng y Xiaochuan Pan*

RESUMEN

La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT, por sus siglas en inglés) es cada vez más popular cuando se recolectan registros imagenológicos iniciales del paciente para el diagnóstico y la planificación del tratamiento. Aunque las radiografías panorámicas o cefalométricas bidimensionales tradicionales pueden proporcionar información suficiente para realizar el tratamiento en la mayor parte de los casos, los clínicos han tomado conciencia de la distorsión inherente con estas radiografías que puede afectar las mediciones angulares y lineales y, más importante aún, la localización del diente y las relaciones entre el diente, el hueso y la mandíbula.

Uno de los problemas con la tecnología de la CBCT es que su uso rutinario impone un riesgo para la salud como fuente de radiación ionizante,

en especial en los pacientes ortodónticos que, en su mayor parte, son pacientes en pleno crecimiento, preadolescentes y adolescentes.

Sin embargo, ¿qué pasaría si hubiese una forma de reducir la dosis de radiación y aun así obtener los beneficios de esta tecnología para servir mejor a nuestros pacientes? Este capítulo discutirá los métodos de ajuste de la dosis utilizados en el ámbito médico y sus aplicaciones en la profesión odontológica, con foco especial en la ortodoncia.

Hay muchos beneficios de la CBCT en comparación con las imágenes bidimensionales (2D) tradicionales. En ortodoncia, la precisión adicional de las imágenes tridimensionales (3D) elimina las discrepancias comunes, como el aumento de la imagen y la distorsión que se encuentran de manera típica en las radiografías en 2D. Esto se torna particularmente útil cuando se localizan dientes supernumerarios o impactados, cuando se estima el tamaño de los dientes no erupcionados, cuando se miden las raíces dentales, cuando se evalúa la vía aérea y cuando se hace la planificación del tratamiento para asimetrías esqueléticas.

Para abordar las preocupaciones acerca de la dosis de radiación, varias organizaciones dentales, incluyendo la Asociación Americana de Ortodontistas (AAO), la Asociación Dental Americana (ADA) y la Academia Americana de Radiología Oral y Maxilofacial (AAOMR, por sus siglas en inglés), han formulado pautas clínicas que, en esencia, obligan a la aplicación del principio universal ALARA (por el acrónimo en inglés para *as low as reasonably achievable*, "tan bajo como sea razonablemente posible"). En otras palabras, la CBCT debe utilizarse cuando sea necesario [1-3].

Los fabricantes de máquinas de CBCT también han implementado diversos avances tecnológicos

*M. T. S. Galang-Boquiren – B. Kusnoto
Departamento de Ortodoncia, Universidad de Illinois
en el Colegio de Odontología de Chicago, Chicago, IL,
Estados Unidos.
e-mail: mgalang@uic.edu; bkusno1@uic.edu

Z. Zheng
Departamento de Radiología, Universidad de Chicago,
Chicago, IL, Estados Unidos.
e-mail: zhangzh@uchicago.edu

X. Pan
Departamento de Radiología, Universidad de Chicago,
Chicago, IL, Estados Unidos.
Departamento de Radiación y Oncología Celular,
Universidad de Chicago, Chicago, IL, Estados Unidos.
e-mail: xpan@uchicago.edu

con el paso de los años, mejorando la calidad de la imagen y, más importante aún, abordando las preocupaciones acerca de la dosis de radiación [4].

En radiología médica se ha realizado una gran cantidad de investigación sobre los algoritmos de reconstrucción (RA, por sus siglas en inglés) y su aplicación en el análisis de los escaneos por CBCT [5]. Por ejemplo, la utilización de un RA para la CBCT de dosis ultrabaja que integra el método de gradiente de Barzilai-Borwein limita la dosis de radiación y preserva al mismo tiempo la calidad de la imagen [6]. Estos algoritmos se han aplicado recientemente y de manera específica en ortodoncia y han mostrado que es posible disminuir la exposición del paciente y, a la vez, garantizar el valor diagnóstico de la CBCT ortodóntica.

5.1 Importancia clínica y aplicaciones

Uno de los problemas ortodónticos más comunes y que más se benefician con las imágenes por CBCT es la erupción impactada/ectópica de dientes, en particular de los caninos permanentes maxilares. A este diagnóstico se vinculan diversos problemas, como la resorción radicular adyacente resultante e incluso la pérdida subsecuente de los incisivos permanentes maxilares. Hay complicaciones adicionales que surgen del hecho de que un canino impactado no siga un patrón de impacción predecible y que la inclinación pueda ser horizontal, vertical o una combinación de las dos [7]. De este modo, es frecuente que el tratamiento ortodóntico se extienda debido a diversas maniobras que se emprenden para minimizar los resultados peligrosos.

Aunque las imágenes ortodónticas tradicionales, como las radiografías panorámicas o cefalométricas en 2D, pueden proporcionar información suficiente para llevar a cabo el tratamiento en la

mayor parte de los casos, los clínicos deben estar conscientes de la distorsión inherente en dichas radiografías, las cuales puede afectar las mediciones angulares y lineales [7,8]. El escaneo por CBCT supera este problema y ayuda a crear un plan de tratamiento, ya que proporciona una visión más precisa y detallada tanto del hueso como de los dientes [9,10]. La información proporcionada a partir de un escaneo por CBCT se puede usar para determinar la posición exacta y las relaciones entre los dientes, lo que es de suma utilidad en el caso de los dientes impactados. La posición del diente impactado en relación con los otros dientes puede visualizarse con claridad al utilizar la tecnología de la CBCT. La figura 5.1 ilustra el caso de un paciente con ausencia de múltiples dientes. La CBCT de este mismo paciente (Fig. 5.2) exhibe la ubicación y posición exactas de estos dientes faltantes/impactados. En los casos en los cuales dos dientes se encuentran muy cerca entre sí, como ocurre muchas veces con las impacciones de caninos, la tecnología de la CBCT es crucial para visualizar la posición anatómica exacta del diente impactado. Esto ayuda tanto al ortodoncista que planifica la biomecánica más eficiente para traer el o los dientes impactados sin dañar los dientes y el hueso adyacentes, como al cirujano oral que ubica el mejor acceso en casos que necesitan exposición quirúrgica. La figura 5.3 ilustra diversos ejemplos de caninos impactados y cómo pueden visualizarse en las imágenes de CBCT en términos de su localización exacta e incluso de la magnitud del daño, cuando existe, sobre los dientes adyacentes antes del tratamiento. En estos casos se utilizan escaneos por CBCT para poder determinar el mejor y más eficiente plan de tratamiento [11].

Se puede argumentar que las radiografías tradicionales de serie a boca completa y las radiografías oclusales, cuando se leen en forma apropiada, permiten la determinación del acceso adecuado



Fig. 5.1. Fotos intraorales de un paciente con múltiples dientes impactados/faltantes.

Fig. 5.2. Captura de imagen por CBCT de la dentición anterior de un paciente que muestra el número y la ubicación de los dientes impactados.

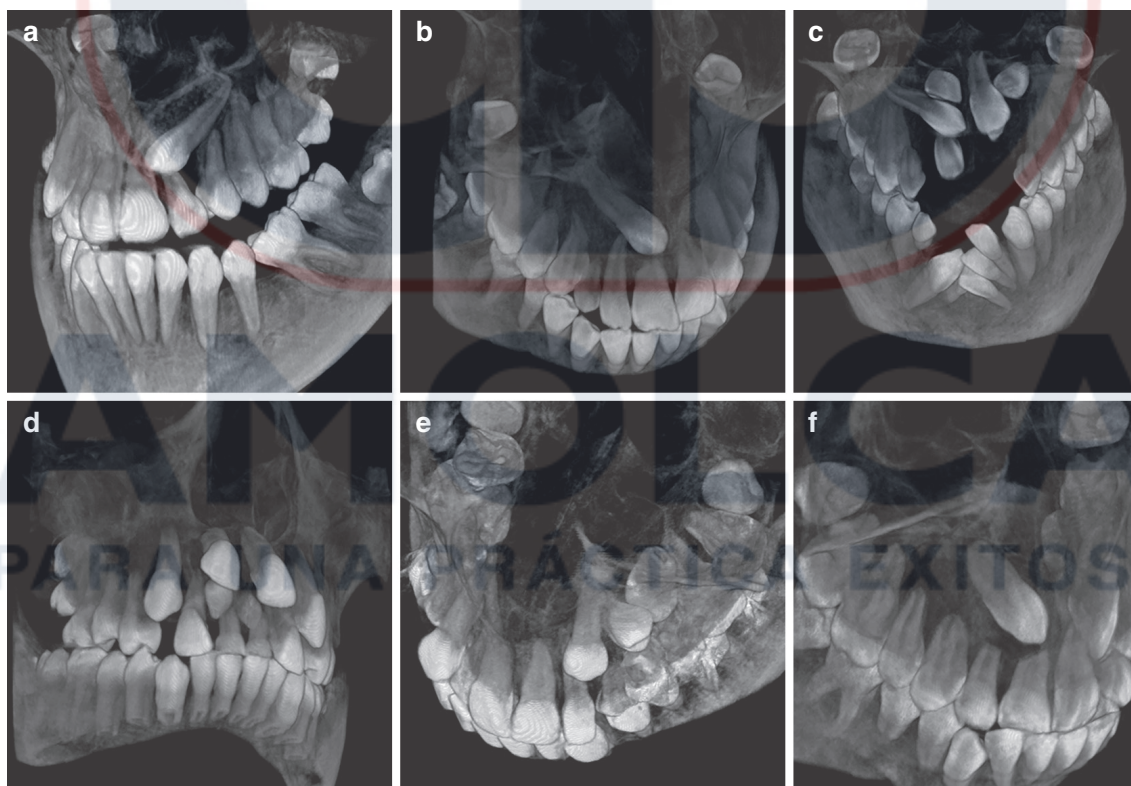
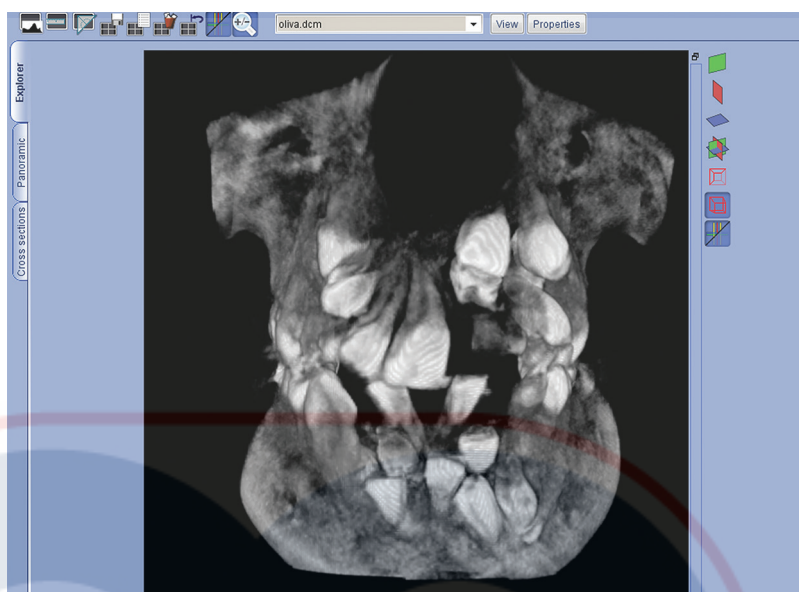


Fig. 5.3. Ejemplos de captura de imágenes por CBCT de diversos dientes impactados. (a) y (b) Se muestran diferentes proyecciones de caninos impactados desde diversos ángulos en una imagen CBCT. (c) Se ilustra un apiñamiento severo que algunas veces se asocia de manera típica con dientes impactados. (d) Se muestra un diente supernumerario en la línea media del paciente. (e) Se ilustran los dientes posteriores impactados. (f) Se ilustran los dientes impactados con asociación de resorción radicular del incisivo.

de los dientes impactados (bien sea facial o palatino en el caso de los caninos maxilares impactados), pero surgen problemas cuando la corona que va a ser expuesta se encuentra directamente por encima de la cresta alveolar o directamente por encima de una raíz dental, como se ilustra en las figuras 5.1-5.3.

El rango de problemas potenciales asociados con un canino impactado sugiere que el uso de la radiografía a una edad temprana puede ser de beneficio para ayudar en el tratamiento ortodóntico interceptivo, previniendo de este modo la aparición de un daño real. Puesto que el escaneo por CBCT es útil para determinar la posición exacta del canino impactado con respecto a los dientes circundantes, el tratamiento interceptivo como la expansión o incluso la extracción de los dientes primarios, este puede prevenir el desarrollo de daños a las estructuras adyacentes.

Por sí sola, una imagen de CBCT puede no ser suficiente cuando se considera el escenario antes descrito en un paciente con un diente impactado. Durante el tratamiento se necesitan evaluaciones periódicas para determinar los resultados de la mecánica del tratamiento implementada, así como para verificar si el tratamiento planificado se está ejecutando de manera correcta. Se toman registros de progreso (es decir, radiografías) para evaluar el tratamiento en sus diversas etapas y modificar o amplificar las técnicas de manera concordante. Sobre decir que el uso de las imágenes radiográficas en varios momentos sucesivos: antes, durante y/o después de cualquier tratamiento dental u ortodóntico planificado, lleva a un aumento de la exposición a radiación para el paciente.

El incremento en la exposición a la radiación ionizante con el uso de escáneres de CBCT ha llevado a una discusión contra la CBCT como la técnica imagenológica de elección para una evaluación ortodóntica integral. Esto ha estimulado el desarrollo de pautas generales para abordar la justificación, optimización y criterios de referencia para los usuarios de CBCT dental [1-3,12,13].

En general, la impactación de caninos o de cualquier otro diente es solo uno de los diversos usos de las imágenes de CBCT dentales, ilustrando así los beneficios innegables de esta tecnología en múltiples puntos de tiempo durante el tratamiento de este tipo de casos. Cabe mencionar los otros usos de la CBCT, como la localización precisa de dientes no erupcionados y una mejor evaluación del tamaño de los dientes no erupcionados, la eva-

luación de la resorción radicular, la identificación y cuantificación de la asimetría, la visualización de anomalías de la vía aérea, el estudio de las estructuras periodontales, la identificación de problemas endodónticos específicos, la visualización de las posiciones condilares y las estructuras óseas de la articulación temporomandibular, la planificación para la colocación de implantes dentales, la evaluación de la densidad ósea, la visualización de la proximidad de la raíz y su resorción e, incluso, la obtención de datos imagenológicos para apoyar la simulación del tratamiento, la guía quirúrgica y la construcción de aplicaciones dentales [12]. Con seguridad, la necesidad de CBCT aumentará para los profesionales y especialistas dentales. Aunque en las generaciones más recientes de máquinas de CBCT se han incorporado muchas mejoras para reducir la exposición a la radiación, todavía se necesitan más avances para los métodos de intervención temprana en los niños en crecimiento, adolescentes y adultos jóvenes que requieren imágenes a repetición y seguimiento.

5.2 Reducción de la dosis imagenológica mediante algoritmo

Debido al riesgo potencial para los pacientes con el uso frecuente de imágenes dentales por CBCT, el desarrollo de configuraciones de escaneo innovadoras para la reducción de la dosis representa un tópico de investigación interesante. En la última década, la reducción de la dosis ha sido un área de investigación activa en muchas aplicaciones imagenológicas médicas de la CBCT, incluyendo la CBCT diagnóstica, la cirugía guiada por imágenes y la radioterapia guiada por imágenes [14-25]. En general, hay cuatro abordajes para reducir la dosis en la obtención de las imágenes por CBCT: (1) imágenes de visión reducida, en las cuales se toman menos proyecciones en el mismo rango angular; (2) imágenes de exposición baja, en las que se reduce la exposición a la radiación por cada vista de proyección; (3) imágenes de escaneo corto, en las cuales el escaneo se toma sobre un rango angular más pequeño; y (4) imágenes de la región de interés (ROI, por sus siglas en inglés), donde se reduce el volumen iluminado. La discusión siguiente abordará cada una de las cuatro configuraciones imagenológicas, los retos actuales y el impacto potencial del RA avanzado en las aplicaciones dentales de la CBCT.

5.2.1 Abordajes para las imágenes dentales por CBCT de baja dosis y retos actuales

Imágenes de visión reducida

La dosis imagenológica se puede reducir al disminuir el número total de proyecciones sobre una rotación mientras se mantiene la misma dosis imagenológica por proyección. Sin embargo, cuando las proyecciones se muestrean de manera escasa, los RA analíticos utilizados a nivel clínico que requieren proyecciones de muestreo denso pueden resultar en artefactos de estrías prominentes [26-28]. Se han hecho esfuerzos para interpolar proyecciones adicionales a partir de los datos medidos y este abordaje puede ser útil para ciertas configuraciones de escaneo y sujetos particulares; no obstante, muchas veces lleva a artefactos adicionales que tornan borrosas las imágenes reconstruidas a lo largo de la dirección angular.

Imágenes de exposición baja

Otra forma de reducir la dosis de rayos X consiste en disminuir la exposición, o mA, en los protocolos de adquisición de datos para la CBCT dental; empero, este abordaje lleva a menudo a detección de un número insuficiente de fotones de rayos X y, en consecuencia, eleva el nivel de ruido en los datos de proyección. Concordantemente, la calidad de las imágenes de CBCT reconstruidas con el algoritmo de base analítica utilizado a nivel clínico será degradada por los datos de alto ruido y baja dosis [29].

Imágenes de escaneo corto

Las imágenes de escaneo corto, en las cuales el paciente es escaneado con un rango angular de exploración corta (180° más el ángulo de abanico) es un protocolo que existe en la mayoría de los escáneres comerciales de CBCT dental. Al emplear la configuración de escaneo corto, se puede reducir de manera significativa la dosis imagenológica al mantener la misma densidad de muestreo angular que en un escaneo completo. Los RA de uso clínico ofrecen una reconstrucción exacta a partir de los datos de escaneo corto para el plano medio, pero aproximan las reconstrucciones para los planos fuera del segmento medio. En particular, la reconstrucción clínica a partir de datos de escaneo corto lleva muchas veces a artefactos en los planos fuera del campo medio dependiendo de la calidad de los datos, la estructura del sujeto

y la distancia desde el plano fuera del segmento medio hasta el plano medio [30]. Hasta la fecha, no hay un abordaje efectivo para resolver este problema con los algoritmos de base analítica utilizados en la clínica.

Imágenes ROI

En la práctica clínica odontológica, es común estar interesado solo en información detallada dentro de un ROI. Por ejemplo, puede que el clínico requiera una imagen de un solo canal radicular. En este escenario, el campo de visión (FOV, por sus siglas en inglés) del haz de rayos X puede confinarse para iluminar solo a la ROI en un intento para reducir la dosis de radiación. Las regiones por fuera de la ROI se escanean entonces de manera parcial y producen datos de proyección truncados e incompletos. La aplicación directa de algoritmos de base analítica de uso clínico produce artefactos de sombra brillante cerca del borde del FOV. Muchas veces se aplica la extrapolación de datos para ayudar a reducir estos artefactos de truncado. Aun cuando este método puede ayudar a reducir los artefactos en algunos casos, se sabe que es de utilidad limitada con sujetos considerablemente mayores que el FOV [31].

5.2.2 Reconstrucción de imágenes basada en optimización

En la última década se ha dedicado una gran cantidad de trabajo a la investigación de algoritmos interactivos basados en la optimización [26-39] para la reconstrucción de imágenes a partir de los datos de CBCT médica. Por lo general, los algoritmos basados en optimización poseen un mayor grado de flexibilidad que los algoritmos de base analítica de uso clínico y logran la reconstrucción de la imagen para una amplia variedad de condiciones imagenológicas de importancia práctica. Entre todos los algoritmos, aquellos que buscan soluciones para los problemas de optimización con las limitaciones de variación total de la imagen (TV, por sus siglas en inglés) han atraído una atención considerable debido a su potencial para explotar la escasez de la imagen y mejorar su calidad.

El algoritmo *adaptive-steepest-descent* (ASD) *projection-onto-convex-set* (POCS) [26-28,40-43] y un algoritmo primal-dual desarrollado por Chambolle y Pock (CP) [30,31,37,44-46] son dos de estos algoritmos que se han estudiado de manera ex-

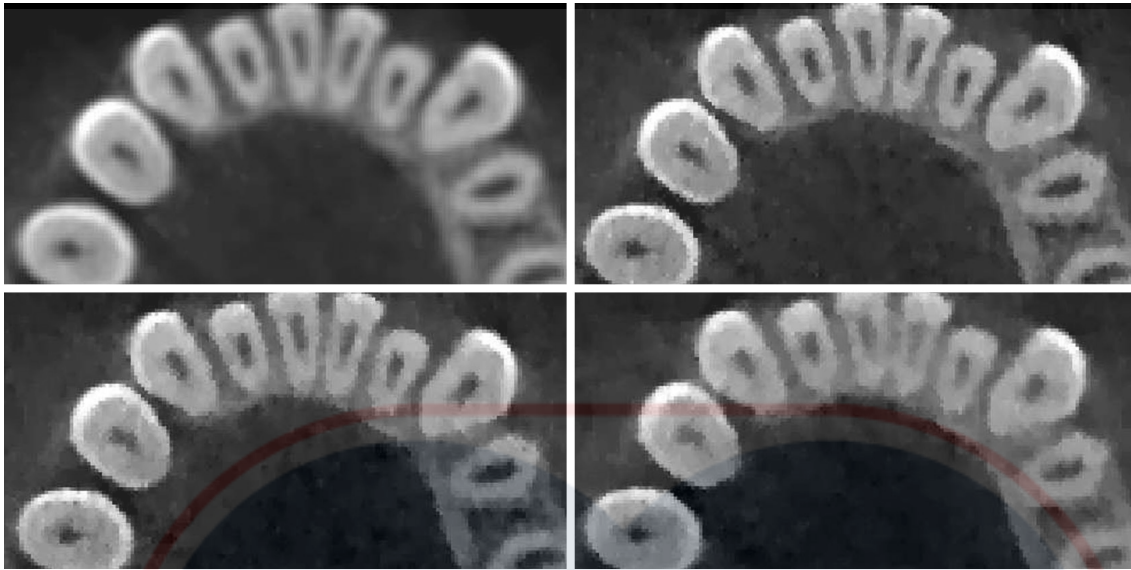


Fig. 5.4. Imagen transversal de las raíces de los dientes de un paciente. Arriba y a la izquierda se muestra una imagen FDK clínica; arriba y a la derecha se muestra una imagen ASD-POCS reconstruida a partir de datos de 300 proyecciones; abajo y a la izquierda se muestra una imagen ASD-POCS reconstruida a partir de datos de 151 proyecciones; abajo y a la derecha se muestra una imagen ASD-POCS reconstruida a partir de datos de 76 proyecciones. Los datos se obtuvieron con un escáner de CBCT dental iCAT sobre un rango angular de 2π . Ventana de la imagen: $[0, 1800]$ HU.

tensa en evaluaciones con datos simulados y reales. El uso de los algoritmos ASD-POCS o CP ha mostrado que las reconstrucciones (Fig. 5.4) a partir de datos de imagen reducida utilizando la mitad de las proyecciones recolectadas en un protocolo clínico pueden tener una calidad comparable a las imágenes clínicas reconstruidas al utilizar todos los datos recolectados; en ciertas aplicaciones prácticas [42], también pueden ser útiles aquellos datos tomados a partir de la cuarta parte de las proyecciones, aunque con una ligera degradación en la calidad de la imagen.

La reconstrucción basada en optimización ha mostrado la capacidad para suprimir el ruido en las imágenes reconstruidas a partir de datos de CBCT de dosis baja debido a la baja exposición a rayos X (o mA bajos). Un estudio reciente (Fig. 5.5) encontró que la reconstrucción ASD-POCS con parámetros de reconstrucción seleccionados de manera adecuada parece preservar mejor el contraste y suprimir el ruido, produciendo una utilidad relativamente alta para la tarea de la visualización de bajo contraste [29].

Otro estudio indica que, en un escenario en el cual los datos contienen ruido severo, un algoritmo CP que resuelva un problema de optimización

con una restricción de imagen TV y un operador de desenfoque gaussiano puede suprimir todavía más el ruido de la imagen y preservar la región de bajo contraste y las estructuras finas [47].

Los algoritmos basados en optimización también proporcionan una forma para reducir o eliminar los artefactos en los planos fuera del segmento medio de las imágenes clínicas reconstruidas a partir de datos de escaneo corto. Un estudio reciente (Fig. 5.6) mostró que los algoritmos CP y ASD-POCS pueden reducir de manera efectiva los artefactos por reconstrucción FDK en la CBCT con una configuración de escaneo corto [30]. Un beneficio directo de dicha reducción de artefactos es la mejoría en el contraste de las estructuras anatómicas de bajo contraste.

Los algoritmos basados en optimización pueden manejar la reconstrucción a partir de datos truncados sin extrapolación de datos, puesto que no muestran de manera típica artefactos significativos de sombra brillante cerca del borde del FOV. Además, estudios recientes (Fig. 5.7) que utilizan el algoritmo CP muestran que la reconstrucción de la solución de un programa de optimización con limitaciones de imagen-TV con una fidelidad de da-

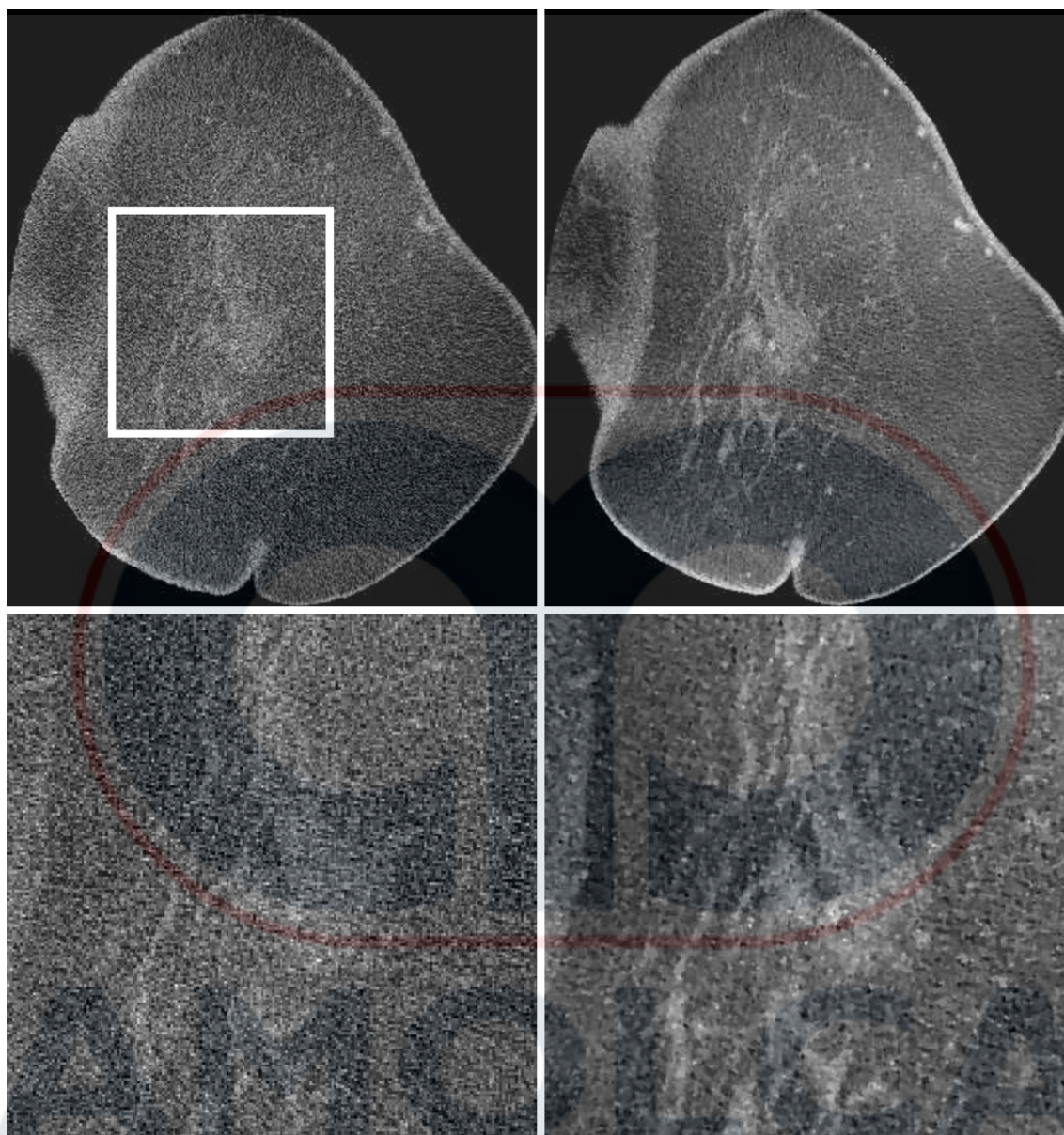


Fig. 5.5. Reconstrucciones clínicas FDK (izquierda) y ASD-POCS (derecha) para una mama de gran tamaño. Los datos se obtuvieron con un escáner de CT dedicado para mamas a una exposición de radiación baja con 500 proyecciones sobre un rango angular 2π . Debajo de cada una de las reconstrucciones mostramos la proyección de acercamiento correspondiente de la ROI dentro del recuadro mostrado en la reconstrucción clínica FDK. Ventana de la pantalla: $[0,15, 0,25] \text{ cm}^{-1}$.

tos ponderados, incluyendo un término derivativo de datos, puede suprimir aún más los artefactos por truncado [31]. Además, dichas reconstrucciones pueden revelar más detalles de las estructuras anatómicas ubicadas fuera del FOV, tanto en la di-

rección transversal como en la axial, mediante la comparación con las imágenes clínicas. Esto puede proveer información más útil para los odontólogos/ortodoncistas e incrementar su confianza en la planificación del tratamiento.

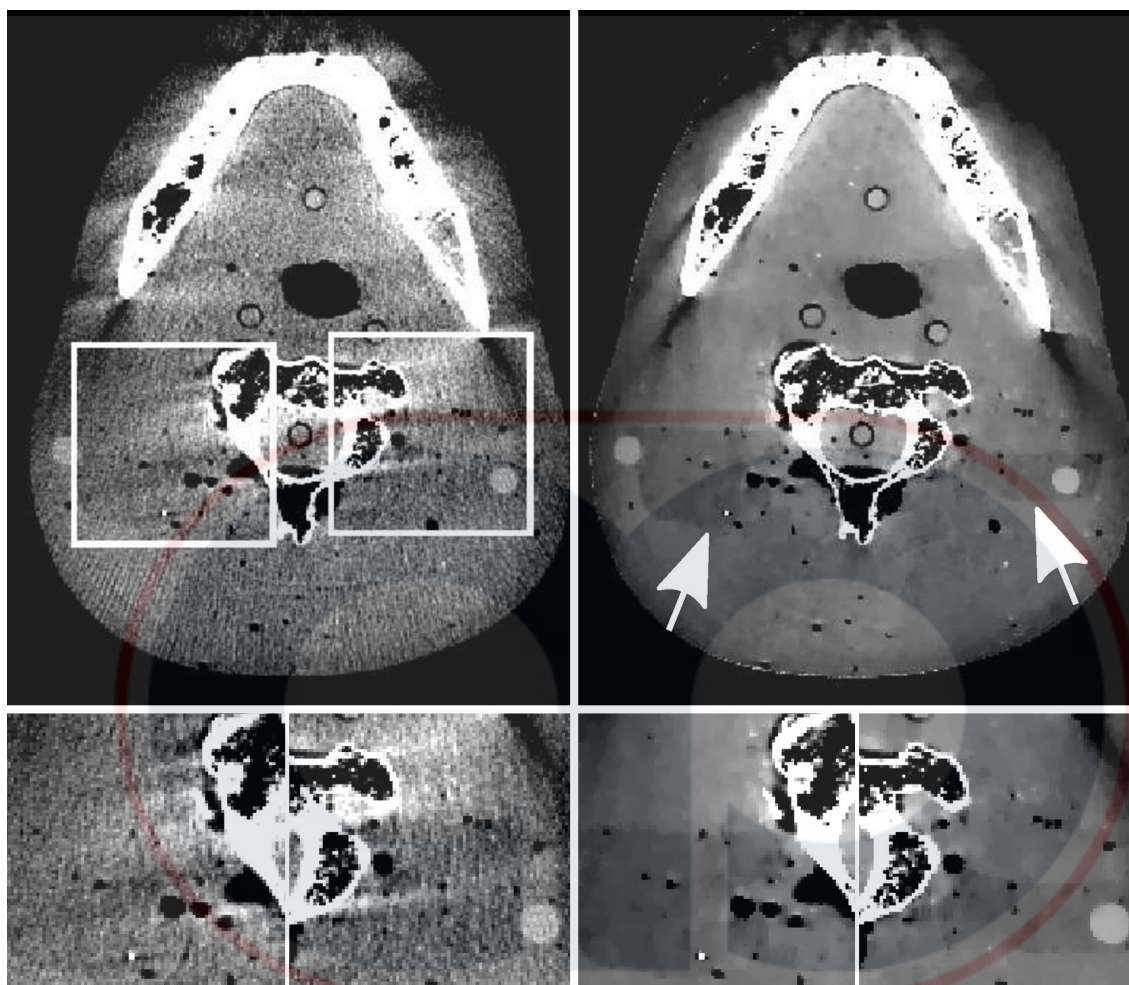


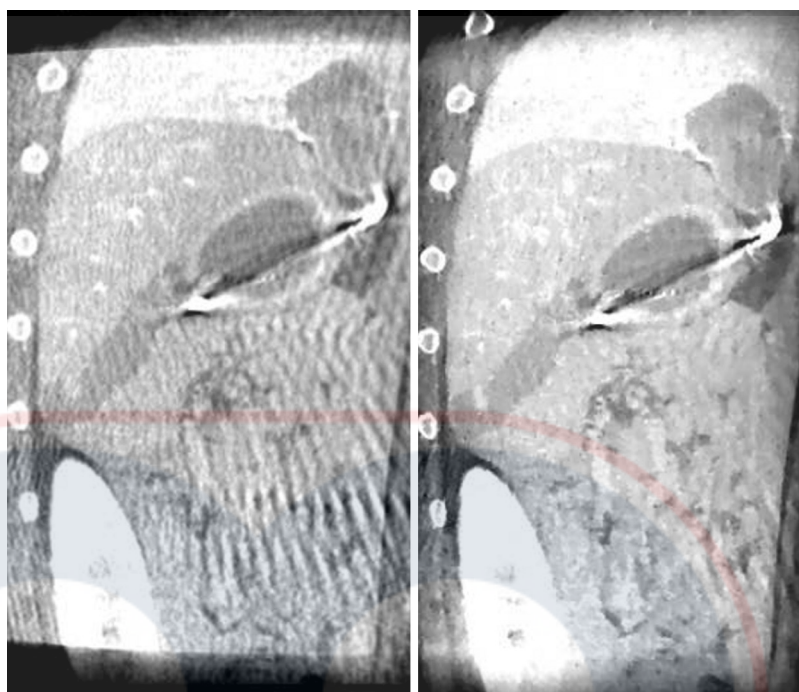
Fig. 5.6. Reconstrucciones clínicas FDK (izquierda) y CP (derecha) de un fantasma RANDO dentro de un corte transversal a 7,32 cm del plano del segmento medio. Los datos se obtuvieron con un Varian On-Board Imager (OBI) con 347 proyecciones en un rango angular de escaneo corto (196°). En las imágenes de acercamiento mostradas abajo se ilustran dos imágenes de las ROI enmarcadas en la imagen FDK. Las flechas en la reconstrucción CP resaltan las estructuras de bajo contraste en el fantasma RANDO. Ventana de la pantalla: $[0,22, 0,30] \text{ cm}^{-1}$.

5.3 Conclusión

Las imágenes por CBCT aportan un beneficio sustancial en un subgrupo de pacientes. El principal problema es la determinación de cuándo estos beneficios sobrepasan a los riesgos para la salud. Como se discutió con anterioridad, estas preocupaciones han llevado a una extensa investigación y al desarrollo de técnicas clínicas para disminuir la

exposición a la radiación. El siguiente paso lógico es la implementación de estos hallazgos para la CBCT en 3D en el desarrollo de los instrumentos por parte de los fabricantes, lo que puede llevar a una reducción significativa del nivel de radiación mientras se obtiene una capacidad diagnóstica completa, lo que mejoraría la atención del paciente con un riesgo considerablemente menor de radiación para el mismo.

Fig. 5.7. Reconstrucciones clínicas FDK (izquierda) y CP (derecha) a partir de datos truncados dentro de un corte coronal. Los datos se obtuvieron con un escáner GE de arco en C con 148 proyecciones en un rango angular de escaneo corto (194°). Ventana de la pantalla: [0,11, 0,23] cm⁻¹.



Referencias bibliográficas

1. American Association of Orthodontists. Statement on the role of CBCT in orthodontics. Creve Coeur, MO: American Association of Orthodontists; 2010. p. 26-10H.
2. American Dental Association Council on Scientific Affairs. The use of cone beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc.* 2012;143:899-902.
3. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2013;116:238-57. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2013.06.002>.
4. Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011;40:115-22. <https://doi.org/10.1259/dmfr/31708191>.
5. Qiu W, Pengpan T, Smith ND, Soleimani M. Evaluating iterative algebraic algorithms in terms of convergence and image quality for cone beam CT. *Comput Methods Prog Biomed.* 2013;109:313-22. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.09.006>.
6. Park JC, Song B, Kim JS, Park SH, Kim HK, Liu Z, et al. Fast compressed sensing-based CBCT reconstruction using Barzilai-Borwein formulation for application to on-line IGRT. *Med Phys.* 2012;39:1207-17. <https://doi.org/10.1118/1.3679865>.
7. Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2005;128:418-23.
8. Hatcher DC, Miller A, Peck JL, Sameshima GT, Worth P. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod.* 2007;77:206-13.
9. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135:428-9.
10. Baik HS, Kim KD, Lee KJ, Park SH, Yu HS. A proposal for a new analysis of craniofacial morphology by 3-dimensional computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;129:600. e23-600.e34.
11. Nakajima A, Arai Y, Dougherty HSr, Homme Y, Sameshima GT, Shimizu N. Two- and threedimensional ortho-

- dontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthod.* 2005; 75:895–903.
12. Larson BE. Cone-beam computed tomography is the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141:402–4., 406 passim. <https://doi.org/10.1016/j.jajodo.2012.02.009>.
 13. Halazonetis DJ. Cone-beam computed tomography is not the imaging technique of choice for comprehensive orthodontic assessment. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012;141:403–5., 407 passim. <https://doi.org/10.1016/j.jajodo.2012.02.010>.
 14. Wiesent K, Barth K, Navab N, Durlak P, Brunner T, Schuetz T, et al. Enhanced 3-D-reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures. *IEEE Trans Med Imaging.* 2000;19:391–403.
 15. Lauritsch G, Boese J, Wigström L, Kemeth H, Fahrig R. Towards cardiac C-arm computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging.* 2006;25:922–34.
 16. Wallace MJ, Kuo MD, Glaiberman C, Binkert CA, Orth RC, Soulez G. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: applications in the interventional suite. *J Vasc Interv Radiol.* 2008;19:799–813. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2008.02.018>.
 17. Orth RC, Wallace MJ, Kuo MD. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *J Vasc Interv Radiol.* 2008;19:814–20. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2008.02.002>.
 18. Grass M, Koppe R, Klotz E, Proksa R, Kuhn M, Aerts H, et al. Three-dimensional reconstruction of high contrast objects using C-arm image intensifier projection data. *Comput Med Imaging Graph.* 1999;23:311–21.
 19. Siewerdsen JH, Moseley DJ, Burch S, Bisland SK, Bogaards A, Wilson BC, et al. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med Phys.* 2005;32:241–54.
 20. Hott JS, Deshmukh VR, Klopfenstein JD, Sonntag VK, Dickman CA, Spetzler RF, et al. Intraoperative Iso-C C-arm navigation in craniocervical surgery: the first 60 cases. *Neurosurgery.* 2004;54:1131–7.
 21. De Vos W, Casselman J, Swennen G. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:609–25. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2009.02.028>.
 22. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2002;53:1337–49.
 23. Oldham M, Létoirneau D, Watt L, Hugo G, Yan D, Lockman D, et al. Cone-beam-CT guided radiation therapy: a model for on-line application. *Radiother Oncol.* 2005;75:271–8.
 24. Smitsmans MH, De Bois J, Sonke J-J, Betgen A, Zijp LJ, Jaffray DA, et al. Automatic prostate localization on cone-beam CT scans for high precision image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005; 63:975–84.
 25. Grills IS, Hugo G, Kestin LL, Galerani AP, Chao KK, Wloch J, et al. Image-guided radiotherapy via daily online cone-beam CT substantially reduces margin requirements for stereotactic lung radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70:1045–56.
 26. Sidky EY, Kao C-M, Pan X. Accurate image reconstruction from few-views and limited-angle data in divergent-beam CT. *J Xray Sci Technol.* 2006;14:119–39.
 27. Sidky EY, Pan X. Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization. *Phys Med Biol.* 2008;53: 4777–807. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/17/021>.
 28. Bian J, Siewerdsen JH, Han X, Sidky EY, Prince JL, Pelizzari CA, et al. Evaluation of sparse-view reconstruction from flat-panel-detector cone-beam CT. *Phys Med Biol.* 2010;55:6575–99. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/22/001>.
 29. Bian J, Yang K, Boone JM, Han X, Sidky EY, Pan X. Investigation of iterative image reconstruction in low-dose breast CT. *Phys Med Biol.* 2014;59:2659–85. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/11/2659>.
 30. Zhang Z, Han X, Pearson E, Pelizzari C, Sidky EY, Pan X. Artifact reduction in short-scan CBCT by use of optimization-based reconstruction. *Phys Med Biol.* 2016;61:3387–406. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/9/3387>.
 31. Xia D, Langan DA, Solomon SB, Zhang Z, Chen B, Lai H, et al. Optimization-based image reconstruction with artifact reduction in C-arm CBCT. *Phys Med Biol.* 2016;61:7300–33.
 32. Delaney A, Bresler Y, Sunnyvale C. Globally convergent edge-preserving regularized reconstruction: an application to limited-angle tomography. *IEEE Trans Image Process.* 1998;7:204–21. <https://doi.org/10.1109/83.660997>.
 33. Elbakri I, Fessler J. Statistical image reconstruction for polyenergetic X-ray computed tomography. *IEEE Trans Med Imaging.* 2002;21:89–99.
 34. Pan X, Sidky EY, Vannier M. Why do commercial CT scanners still employ traditional, filtered back-projection for image reconstruction? *Inverse Probl.* 2009; 25:123009. <https://doi.org/10.1088/0266-5611/25/12/123009>.
 35. Tang J, Nett BE, Chen G-H. Performance comparison between total variation (TV)-based compressed sensing and statistical iterative reconstruction algorithms. *Phys Med Biol.* 2009;54:5781–804. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/54/19/008>.
 36. Stsepankou D, Arns A, Ng S, Zygmanski P, Hesser J. Evaluation of robustness of maximum likelihood cone-beam CT reconstruction with total variation regularization. *Phys Med Biol.* 2012;57:5955–70. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/19/5955>.
 37. Sidky EY, Jørgensen JH, Pan X. Convex optimization problem prototyping for image reconstruction in

- computed tomography with the Chambolle–Pock algorithm. *Phys Med Biol*. 2012;57:3065–91. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/57/10/3065>.
38. Wang AS, Stayman JW, Otake Y, Kleinszig G, Vogt S, Gallia GL, et al. Soft-tissue imaging with C-arm cone-beam CT using statistical reconstruction. *Phys Med Biol*. 2014;59:1005–26. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/4/1005>.
39. Nien H, Fessler JA. Fast splitting-based ordered-subsets X-ray CT Image reconstruction. *Proceedings of the third international conference on image form Xray computed tomography*. 2014. pp. 291–294. <https://web.eecs.umich.edu/~fessler/papers/files/proc/14/web/nien-14-FSBpdf>. Accessed 16 Jul 2017.
40. Han X, Bian J, Eaker DR, Kline TL, Sidky EY, Ritman EL, et al. Algorithm-enabled low-dose micro-CT imaging. *IEEE Trans Med Imaging*. 2011;30:606–20. <https://doi.org/10.1109/TMI.2010.2089695>.
41. Bian J, Wang J, Han X, Sidky EY, Shao L, Pan X. Optimization-based image reconstruction from sparse-view data in offset-detector CBCT. *Phys Med Biol*. 2012;58:205–30. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/2/205>.
42. Zhang Z, Han X, Kusnoto B, Sidky EY, Pan X. Preliminary evaluation of dental cone-beam CT image reconstruction from reduced projection data by constrained TV-minimization. *Proceedings of the third international conference on image form Xray computed tomography*. 2014. pp. 299–302. https://www.researchgate.net/publications/312068633_preliminary_Evaluation_of_Dental_Cone-beam_CT_Image_from_Reduced_Projection_Data_by_Constrained-TV_minimization. Accessed 16 Jul 2017.
43. Kusnoto B, Kaur P, Salem A, Zhang Z, Galang-Boquiren MT, Viana G, et al. Implementation of ultra-low-dose CBCT for routine 2D orthodontic diagnostic radiographs: cephalometric landmark identification and image quality assessment. *Semin Orthod*. 2015;21:233–47. <https://doi.org/10.1053/j.sodo.2015.07.001>.
44. Chambolle A, Pock T. A first-order primal-dual algorithm for convex problems with applications to imaging. *J Math Imaging Vis*. 2011;40:120–45. <https://doi.org/10.1007/s10851-010-0251-1>.
45. Sidky EY, Kraemer DN, Roth EG, Ullberg C, Reiser IS, Pan X. Analysis of iterative region-of interest image reconstruction for x-ray computed tomography. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2014;1:031007. <https://doi.org/10.1117/1.JMI.1.3.031007>.
46. Sidky EY, Chartrand R, Boone JM, Pan X. Constrained TpV minimization for enhanced exploitation of gradient sparsity: application to CT image reconstruction. *IEEE J Trans Eng Health Med*. 2014;2:1–18.
47. Zhang Z, Ye J, Chen B, Perkins AE, Rose S, Sidky EY, et al. Investigation of optimization-based reconstruction with an image-total-variation constraint in PET. *Phys Med Biol*. 2016;61:6055–84. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/61/16/6055>.