

ACTUALIZACIÓN

Análisis de las fortalezas, oportunidades, debilidades y amenazas de la tomografía computarizada de doble energía en el diagnóstico por la imagen de la cabeza y el cuello



E. Santos Armentia^{a,*}, T. Martín-Noguerol^b, N. Silva Priegue^a,
C. Delgado Sánchez-Gracián^a, C. Trinidad López^a y R. Prada González^a

^a Servicio de Radiología, Hospital Ribera Povisa, Vigo, Pontevedra, España

^b Unidad de Resonancia Magnética, Servicio de Radiología, HT Médica, Jaén, España

Recibido el 28 de marzo de 2022; aceptado el 19 de mayo de 2022

Disponible en Internet el 1 de julio de 2022

PALABRAS CLAVE

Tomografía
computarizada de
energía dual;
Cabeza y cuello;
Fortalezas;
Oportunidades;
Debilidades;
Amenazas

Resumen El desarrollo tecnológico de la tomografía computarizada de energía dual (TCED) en el área de la cabeza y el cuello ha supuesto un avance importante, ya que se han desarrollado múltiples aplicaciones para optimizar las imágenes y reducir los artefactos metálicos, así como para diferenciar los materiales, permitiendo una mejor delineación del tumor primario, del cartílago tiroideo y la invasión ósea. Además, los algoritmos de cuantificación permiten medir la concentración de yodo, lo que refleja el flujo de sangre que llega a una lesión de forma indirecta. Permite adquirir imágenes con menores dosis de radiación y menor cantidad de contraste yodado para obtener los mismos valores de TC. Sin embargo, utiliza radiaciones ionizantes y el posprocesamiento de las imágenes consume tiempo, y los artefactos en los mapas de yodo pueden suponer una fuente potencial de pseudolesiones. Además, los escáneres de TC con tecnología de recuento de fotones son una técnica prometedora que puede desplazar algunas de las ventajas de la TCED.

Esta revisión hace un análisis de la TCED aplicada a las imágenes de cabeza y cuello desde el ámbito del análisis de las fortalezas, oportunidades, debilidades y amenazas para facilitar una visión realista, basada en datos, de esta técnica.

© 2022 SERAM. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: esantos@povisa.es (E. Santos Armentia).

KEYWORDS

Dual energy
computed
tomography;
Head and Neck;
Strengths;
Threats;
Weaknesses;
Opportunities

Strengths, weaknesses, opportunities, and threat analysis of dual-energy CT in head and neck imaging

Abstract Technological development of dual-energy computed tomography (DECT) can play an important role in head and neck area. Multiple innovative applications have evolved, optimizing images, achieving metallic artifact reduction, differentiating materials with better primary tumor delineation, thyroid cartilage and bone invasion. Furthermore, quantification algorithms allow measuring iodine concentration, reflecting the blood supply of a lesion indirectly.

DECT enables acquiring images with lower radiation doses and iodine intravenous contrast load to obtain the same CT values. However, DECT uses ionizing radiation, which does not occur with MRI, and requires long post-processing times. Artifacts on iodine maps may be a potential source of pseudolesions. Besides, photon-counting CT scanners are a promising technique that may displace some DECT advantages.

A review analyzing the current status of DECT applied to head and neck imaging from the scope of strengths, weaknesses, opportunities, and threats analysis would be very interesting to facilitate a realistic, fact-based, data-driven look of this technique.

© 2022 SERAM. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

El área de cabeza y cuello es una región anatómicamente compleja. La tomografía computarizada (TC) desempeña un papel importante en la evaluación de las diferencias intrínsecas de los tejidos de las estructuras anatómicas presentes, que se traducen en la TC en diferencias de atenuación. Es habitual que en la cavidad oral haya dispositivos metálicos que pueden ocasionar artefactos importantes que dificultan la visualización de la anatomía normal y por tanto de la patología¹. Además, algunas estructuras pueden ser hiperdensas en el estudio basal, como el tiroides o algunas secreciones retenidas², o pueden contener calcio, lo que dificulta la identificación del realce tras la administración de contraste intravenoso.

La TC de energía dual (TCED) tiene muchas aplicaciones, en las que la información adicional que aporta podría ser de gran ayuda para la valoración radiológica.

En este artículo se realiza un breve recordatorio de los fundamentos físicos y técnicos de la TCED, seguido de un análisis de las fortalezas, oportunidades, debilidades y amenazas (FODA) (tabla 1) de la TCED en la evaluación de la patología de cabeza y cuello.

Conocimientos técnicos de las bases físicas de la TCED

La TCED combina la información adquirida con 2 espectros de energía diferentes. Explotando las diferencias entre las 2 energías de rayos X se pueden utilizar algoritmos matemáticos para obtener los siguientes beneficios: los algoritmos de optimización de la imagen, los de diferenciación de materiales y los algoritmos de cuantificación.

Optimización de la imagen

Las imágenes adquiridas con los 2 espectros energéticos diferentes pueden evaluarse de forma independiente: las

imágenes de nivel energético bajo tienen más ruido y mayor contraste que las de nivel energético alto³.

Además, matemáticamente es posible mezclar los 2 conjuntos de datos adquiridos para obtener una serie de imágenes «combinadas» con las características deseadas de cada nivel de energía: se trata de las imágenes combinadas linealmente, que representan una mezcla lineal de las adquisiciones de alta y baja energía. Una combinación lineal media ponderada (MP) de 0,3 significa que el 30% de la imagen procede del nivel de energía más bajo y el 70% de la adquisición de energía más alta, y se consideran equivalentes a las imágenes obtenidas con un TC de energía simple (TCES) a 120 kV⁴. Además, puede cambiarse el porcentaje de contribución de cada conjunto de datos, eligiendo o bien una mayor contribución de los datos de mayor energía para aumentar la relación señal - ruido (RSR) y una reducción del artefacto, o bien eligiendo mayor contribución de los datos de menor energía para aumentar la relación contraste- ruido (RCR) y la visibilidad de la lesión⁵.

Combinando el alto contraste y el ruido del nivel energético más bajo (menor kVp) y el bajo contraste y ruido del nivel energético más alto (mayor kVp), se pueden obtener imágenes de combinación no lineal con alto contraste y bajo ruido. Se trata de los protocolos de contraste óptimo, de ruido óptimo y de relación óptima entre el contraste y el ruido^{6,7}, que podrían aumentar significativamente la resolución del contraste y reducir al mismo tiempo el nivel de ruido en la imagen⁸.

Además, estas imágenes también se pueden mezclar mediante un complejo posproceso que permite sintetizar imágenes monoenergéticas virtuales (IMV), creando imágenes simuladas de 40 keV a 190 keV⁹. Las reconstrucciones realizadas con la IMV más baja (40 keV) tienen alto contraste y alto ruido, por lo que son muy útiles en los estudios vasculares¹⁰ y también en la detección y delineación de tumores (las imágenes de alta energía contienen menos ruido y menos artefactos, a costa de la visibilidad del yodo). Por otro lado, las IMV más altas (150 keV) tienen bajo contraste y bajo ruido, lo que resulta útil para disminuir

Tabla 1 Descripción general del análisis FODA de la TCED

Fortalezas	Debilidades
1. La optimización de la imagen permite identificar mejor: La delineación del tumor primario Invasión de cartílago tiroideo Invasión ósea Edema de médula ósea Adenomas paratiroideos 2. Algoritmos de cuantificación 3. Reducción de la dosis de radiación 4. Reducción de la cantidad de contraste yodado Oportunidades	1. Radiación ionizante y contraste de yodo 2. Bases físicas complejas, curva de aprendizaje más larga y posproceso complejo 3. Pseudorrealce a 40-70 keV 4. Descomposición del material incorrecta 5. Es difícil medir la atenuación y cuantificar el realce 6. Seudolesiones y lesiones hipoatenuadas por endurecimiento del haz 7. Enmascaramiento y filtrado incompletos en imágenes de TC sin calcio virtual 8. Pocas aplicaciones específicas de alto nivel Amenazas
1. Mejor caracterización de las lesiones 2. Potencial fuente de nuevos biomarcadores 3. Fuente de nuevos mapas paramétricos para el análisis de texturas o la radiómica 4. La inteligencia artificial puede proporcionar una segmentación multiorgánica y una segmentación semiautomática de las lesiones	1. La RM tiene una mayor resolución espacial sin radiación ionizante 2. La PET/TC proporciona información funcional con alta sensibilidad para la estadificación de las neoplasias de cabeza y cuello 3. La PET/RM tiene un mayor contraste de los tejidos blandos de la RM en comparación con la TC 4. La TC con recuento de fotones tiene una resolución espacial extremadamente alta, la adquisición simultánea de datos multienergéticos y la capacidad de obtener imágenes con múltiples agentes de contraste de TC y diferenciarlas entre sí

los artefactos metálicos y para corregir el endurecimiento del haz¹¹ (fig. 1).

Identificación y diferenciación de materiales

Existen diferentes algoritmos en cuanto a la descomposición de materiales.

Los algoritmos de descomposición de 2 materiales pueden diferenciar 2 materiales debido al diferente comportamiento en 2 niveles de energía de rayos X distintos. Es decir, se puede distinguir el agua (compuesta por H y O, ambos con bajo número atómico, Z) y el yodo (con alto Z), generando una imagen de densidad de agua en la que se elimina el yodo (imagen virtual de yodo sin contraste) o en la que se destaca el yodo (mapa de yodo)¹².

La descomposición de 3 materiales permite diferenciar los tejidos blandos, la grasa y el yodo, lo que también puede proporcionar información sobre la atenuación y el yodo¹³.

Los algoritmos de descomposición de múltiples materiales disponen de una biblioteca de tripletes: sangre-aire-grasa, grasa-sangre-yodo, grasa-hierro-sangre, etc. y los datos de la TCED se analizan para encontrar el triplete que explica mejor los resultados.

Estos conjuntos de datos específicos son volumétricos y pueden evaluarse como imágenes axiales reconstruidas o después de procesarlas con aplicaciones 3D convencionales, como la reconstrucción multiplanar, la proyección de intensidad máxima y la reconstrucción de imágenes representadas por volumen¹⁴.

Algoritmos de cuantificación

Los mapas cuantitativos de concentración de yodo tras la inyección de un agente de contraste yodado muestran directamente la concentración de yodo en el interior de una lesión, lo que refleja indirectamente su irrigación sanguínea¹⁵.

Análisis FODA para la evaluación de la TCED en lesiones de cabeza y cuello

Varios estudios han demostrado la utilidad de la TCED para la evaluación de las lesiones de cabeza y cuello^{12,13,15}. Sin embargo, el análisis sistemático de las fortalezas, oportunidades, debilidades y amenazas (FODA) (tabla 1) relacionadas con el uso de la TCED para la evaluación de las lesiones de la cabeza y el cuello sería interesante de cara a ayudar a los radiólogos en la decisión de adquirir y aplicar a escenarios clínicos específicos las imágenes con tecnología de doble energía o con tomografía computarizada de energía simple (TCES).

Fortalezas

Hay diversas aplicaciones en diferentes escenarios clínicos en los que la TCED ha demostrado su valor añadido. Estas aplicaciones, que se utilizan habitualmente en la práctica clínica radiológica, comprenden desde la optimización de la imagen hasta la reducción de la dosis de radiación y del

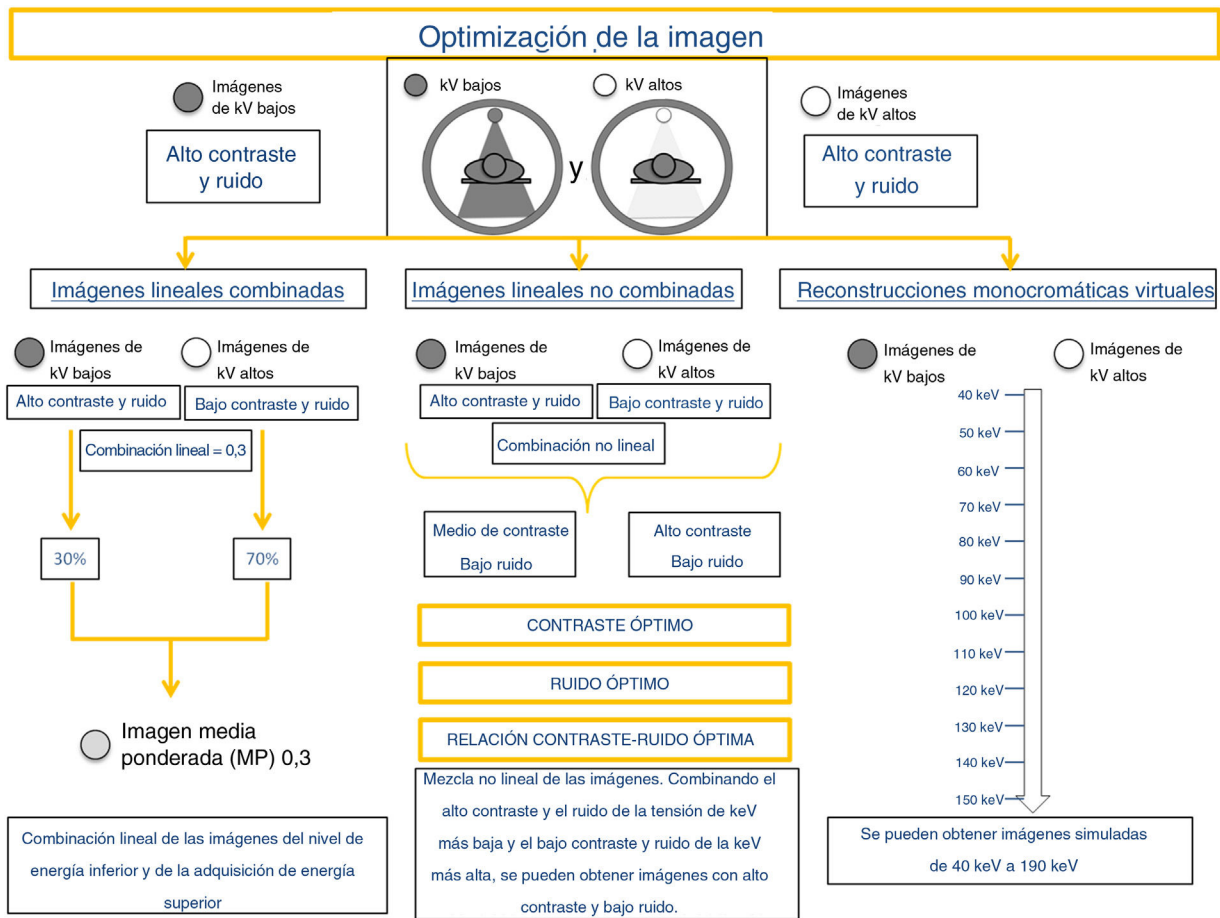


Figura 1 Esquema de la optimización de la imagen que puede realizarse con la adquisición por TCED.

contraste yodado y, en la actualidad, constituyen los puntos fuertes de esta técnica para la evaluación de la cabeza y el cuello.

Optimización de la imagen

Como se ha explicado anteriormente, al combinar la información proporcionada por los 2 niveles de energía, se pueden obtener diferentes imágenes de media ponderada e imágenes de contraste óptimo, mejorando la visualización de determinadas estructuras.

Reducción de los artefactos metálicos

El material metálico está presente con frecuencia en la cavidad oral y causa artefactos que pueden afectar negativamente a la calidad de la imagen de los tejidos circundantes¹⁶ y puede dar lugar a un desplazamiento de UH. El grado de reducción de los artefactos depende de la ubicación, la geometría y la composición del material del implante.

Las reconstrucciones IMV de niveles altos de energía pueden reducir los artefactos metálicos y aumentar la calidad de la imagen (fig. 2)^{17,18}. Tanaka et al.¹⁸ fusionaron las imágenes para reducir los artefactos de rayado metálicos causados por los implantes dentales y obtuvieron un mejor diagnóstico del hueso adyacente a los implantes. Los niveles óptimos de energía para la reducción de los artefactos metálicos se encuentran generalmente entre 100 y 140 keV^{11,17}.

Extracción de hueso y calcio, y caracterización de la placa aterosclerótica carotídea

Los algoritmos de extracción ósea pueden ayudar a reconstruir los estudios angiográficos de los vasos supraaórticos gracias a su capacidad de eliminar las placas calcificadas para delinear mejor la luz vascular¹⁹. La TCED también ofrece información sobre la caracterización del tejido porque los componentes de la placa aterosclerótica vulnerable son espectralmente distintos debido a su diferente contraste intrínseco²⁰.

Mejor delineación del tumor primario

La correcta identificación del tumor primario y la infiltración de las estructuras anatómicas circundantes es esencial²¹.

Las imágenes de combinación lineal pueden optimizar la delineación del tumor porque en las imágenes en las que el porcentaje de la energía más baja es relativamente alto, la delimitación de los tumores de cabeza y cuello mejora significativamente (fig. 3), según lo demostrado por Tawfik et al.^{22,23}, Scholtz et al.²⁴ y Wichmann et al.²⁵. Albrecht et al.²⁶ evaluaron la aplicación avanzada de IMV (Mono+) y encontraron la mayor atenuación tumoral a 40 keV.

Lam et al.²⁷ recomendaron utilizar un enfoque multiparamétrico para evaluar diferentes estructuras: IMV de 65-keV para una evaluación general del cuello e IMV de 40-keV para

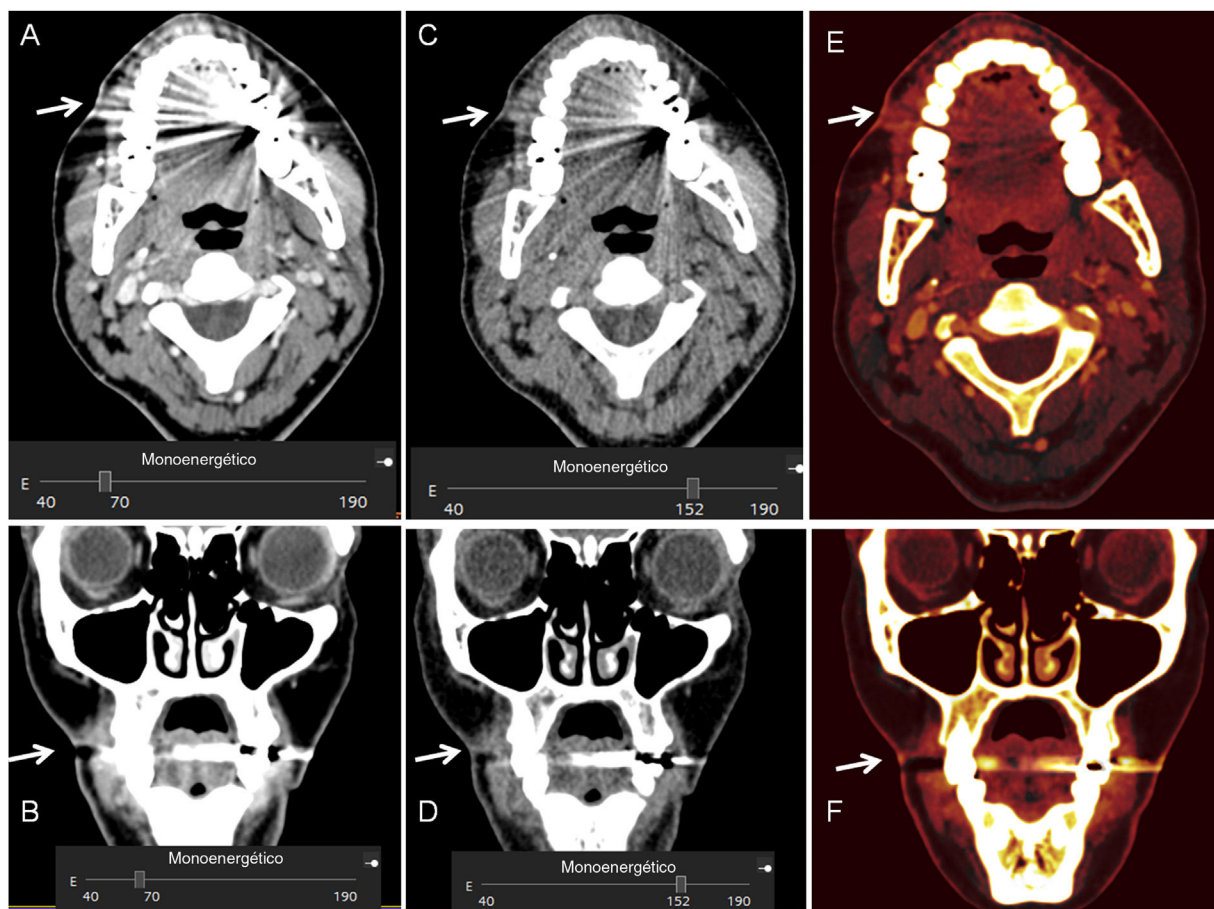


Figura 2 Mujer de 41 años que presentó una herida facial en un accidente de tráfico. Siete meses después la paciente presentó dolor con una depresión cutánea y una fístula productiva. A y B) Imágenes de 70 keV, donde la fístula y el engrosamiento de la piel son difíciles de detectar debido a la distorsión secundaria a las reconstrucciones metálicas en la cavidad oral. C y D) Reconstrucciones monoenergéticas realizadas a 150 keV, en las que la reducción del artefacto metálico permite la identificación del tracto fistuloso. E y F) Los mapas de yodo también permiten visualizar el tracto fistuloso.

una mejor diferenciación del tumor respecto a los tejidos blandos circundantes de la cabeza y el cuello.

Invasión de cartílago tiroideo

La detección precisa de la invasión del cartílago es muy importante para la elección del tratamiento adecuado del carcinoma de células escamosas (CCE) hipofaríngeo y laríngeo²⁸. En las imágenes obtenidas por TCSE, la atenuación del CCE de cabeza y cuello puede ser similar a la del cartílago laríngeo no osificado, lo que dificulta la distinción precisa de la invasión sutil del cartílago. El cartílago tumoral tiene una curva espectral significativamente diferente de la del cartílago tiroideo normal no osificado en IMV de 95 keV o más, lo que permite diferenciarlos^{12,29}.

Invasión ósea

La TCED puede diferenciar entre el material de contraste y el hueso con gran precisión debido a la diferencia en su número atómico. Las imágenes de extracción de hueso pueden utilizarse para identificar pequeñas lesiones cerca de la base del cráneo y la invasión tumoral. Las imágenes superpuestas con yodo pueden resaltar el área de realce del tumor como píxeles de diferente color, lo que favorece la detección

visual de las lesiones de la base del cráneo y de la extensión intracraneal de los tumores extracraneales. Incluso si los valores de atenuación de la TC son similares, los tumores que realzan pueden diferenciarse de otros tejidos que no se realzan o que no contienen yodo, como el cerebro³⁰ (figs. 4 y 5).

Detección de edema en la médula ósea

La visualización del edema en la médula ósea es fundamental para detectar anomalías³¹ y las imágenes sin calcio virtual pueden ayudar a detectar este edema, destacando la enfermedad³².

Algoritmos de cuantificación

Los mapas cuantitativos de concentración de yodo tras la inyección de un agente de contraste yodado muestran directamente la concentración de yodo en el interior de una lesión, lo que refleja indirectamente la irrigación sanguínea de la misma. Esto puede ser utilizado como un marcador alternativo para la perfusión y la angiogénesis^{15,33}, ayudando en el diagnóstico diferencial de los tumores frente a las lesiones benignas, mejorando la precisión diagnóstica tanto en el diagnóstico como en el seguimiento de una lesión espe-

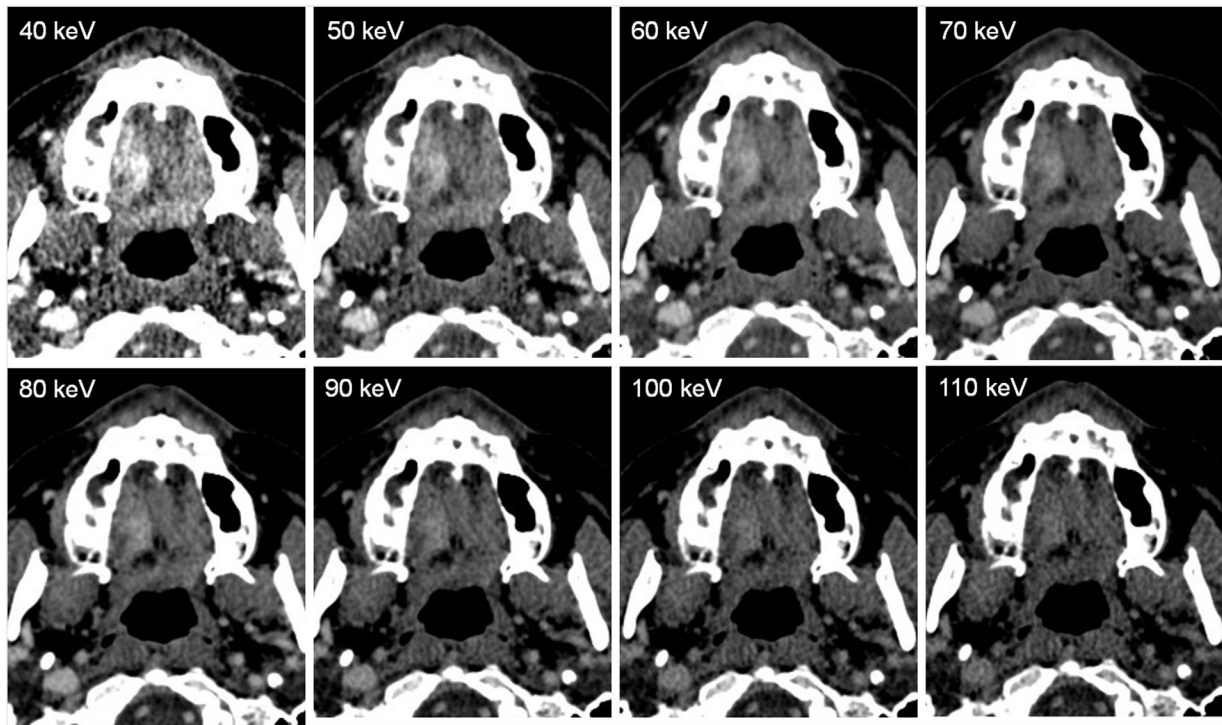


Figura 3 Mujer de 48 años que notó un bulto en el lado derecho del paladar duro. En las imágenes obtenidas con TCED, se observa una masa de partes blandas que realza en el lado derecho. El examen histológico reveló un carcinoma epitelial-mioepitelial de las glándulas salivales menores. En las diferentes IMV, se observa que la lesión tiene mayor contraste a los keV más bajos, lo que permite una mejor delimitación del tumor a 40 keV, pero la imagen es más ruidosa a estos keV más bajos. A medida que el keV es más alto, la lesión tiene menos contraste, siendo más difícil de delinear, pero la imagen es menos ruidosa.

cífica, ya que la tasa de cambio de la concentración de yodo está relacionada con la respuesta patológica del tumor después del tratamiento de radioterapia o quimioterapia.

Los mapas de yodo pueden ser una alternativa de dosis reducida a las mediciones de perfusión de la TC. El mapa de distribución de yodo está relacionado indirectamente con la perfusión porque refleja las concentraciones de yodo tanto intravasculares como extravasculares en los tejidos. El componente intravascular depende del volumen sanguíneo regional y el componente extravascular depende de la permeabilidad de los capilares al medio de contraste³⁴. No obstante, con este método no se pueden separar los dos compartimentos, pero mediante la simple inserción de una región de interés, se puede medir el valor de realce neto cuantitativo, denominado superposición de yodo (medido en UH).

Estos mapas de yodo se basan en la aproximación de los parámetros de perfusión por medio de mediciones cuantitativas de las concentraciones del agente de contraste con adquisiciones de TCED realizadas en tiempos de adquisición estrictamente definidos para evitar la necesidad de una adquisición dinámica (fig. 6)³⁵.

También se ha investigado no solo la concentración de yodo, sino también la pendiente de la curva espectral. Se ha demostrado que es diferente en los ganglios linfáticos metastásicos y no metastásicos³⁶. Por ejemplo, se ha observado que la cuantificación de yodo es significativamente menor en los ganglios linfáticos metastásicos que en los normales o inflamados y el contenido de yodo (medido en mg/mL) parece más útil que la superposición de yodo³⁷.

Debilidades

Debido a los principios físicos intrínsecos de la TCED, uno de los principales puntos débiles de esta técnica es el uso de radiación ionizante. Esto es importante en comparación con otras técnicas radiológicas, como la resonancia magnética (RM), en la que no se aplica radiación.

Desde el punto de vista técnico, el uso de la adquisición de una TCED puede implicar algunas limitaciones en comparación con la TC estándar o TCSE. Una de ellas es su escasa resolución temporal. La resolución temporal se define como el tiempo durante el cual se recogen todos los datos espectrales de un determinado vóxel o corte de la imagen. Para la mayoría de los sistemas, esto corresponde al tiempo de aproximadamente media rotación y se ve influido por la velocidad del *gantry*. La TC de doble fuente no permite duplicar la resolución temporal en el modo TCED porque sigue siendo necesaria media rotación para recoger las proyecciones de alta y baja energía para ambas series de imágenes. La mayoría de los proveedores ofrecen algoritmos de compensación de movimiento, que son muy potentes para mejorar la resolución temporal efectiva³⁸. En el caso de la TC TwinBeam y la exploración secuencial, debido al retraso entre la medición de alta y baja energía de cada corte determinado, la resolución temporal de la TCED es mucho más pobre, lo que da lugar a artefactos de movimiento en la imagen.

La atenuación de la TC en UH es otro punto en la TCED porque depende de 2 factores: el número atómico efectivo de la estructura y la energía, siendo un reto cuantificar la

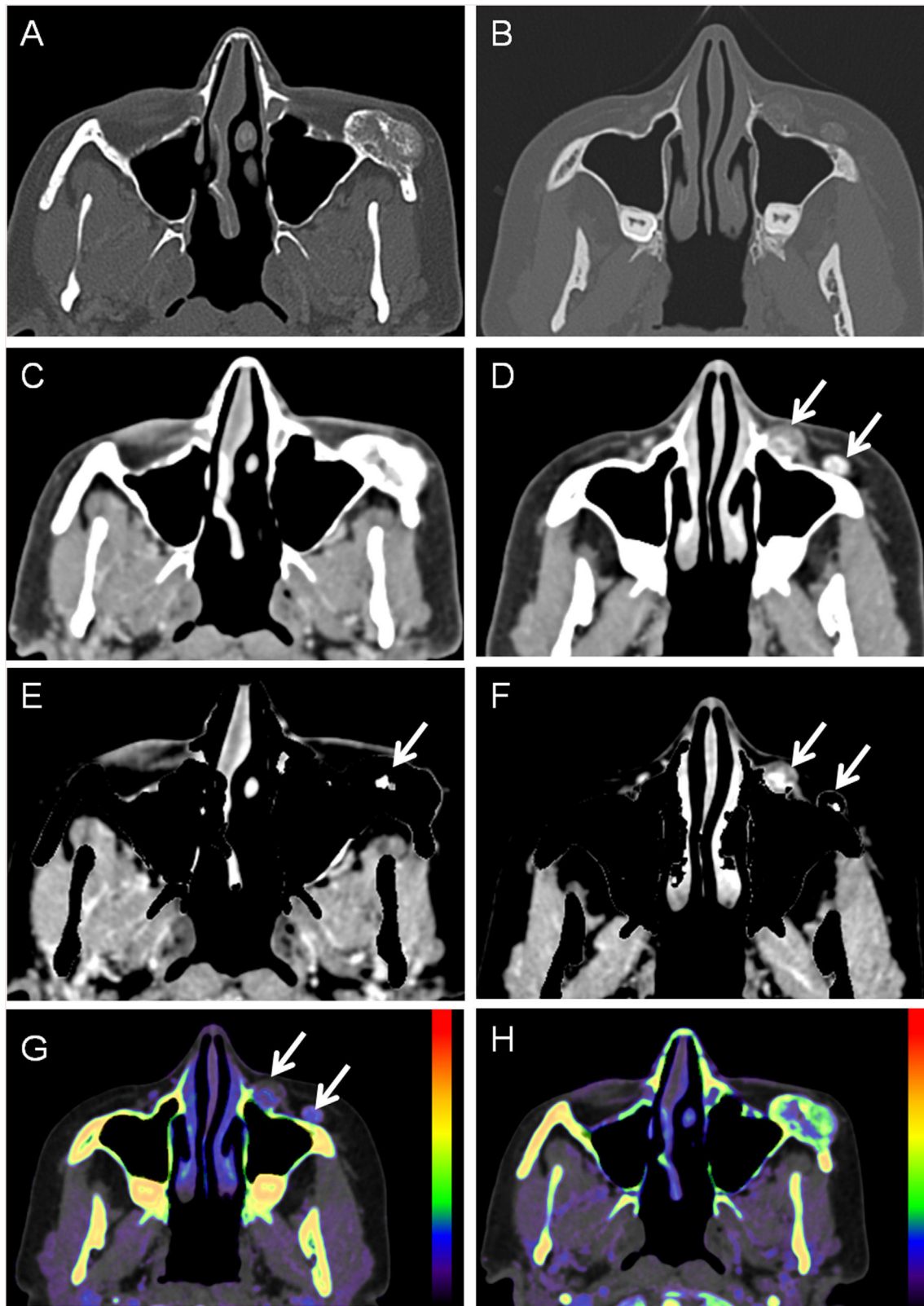


Figura 4 Mujer de 46 años con una masa de crecimiento lento en la región malar izquierda. A y B) Ventana ósea que muestra una lesión excrecente. C. y D) Ventana de tejidos blandos que muestra una pequeña masa de partes blandas (flechas), pero en C no se puede visualizar ningún realce. E y F) Las imágenes de extracción ósea permiten visualizar el realce tanto en el interior de la lesión ósea (flecha en E) como en los tejidos blandos adyacentes (F). G y H) Imágenes Z efectivas, donde los diferentes números Z se asignan a diferentes colores, mostrando el realce dentro de la lesión. Tras la resección quirúrgica la lesión correspondía a una malformación venosa vascular.

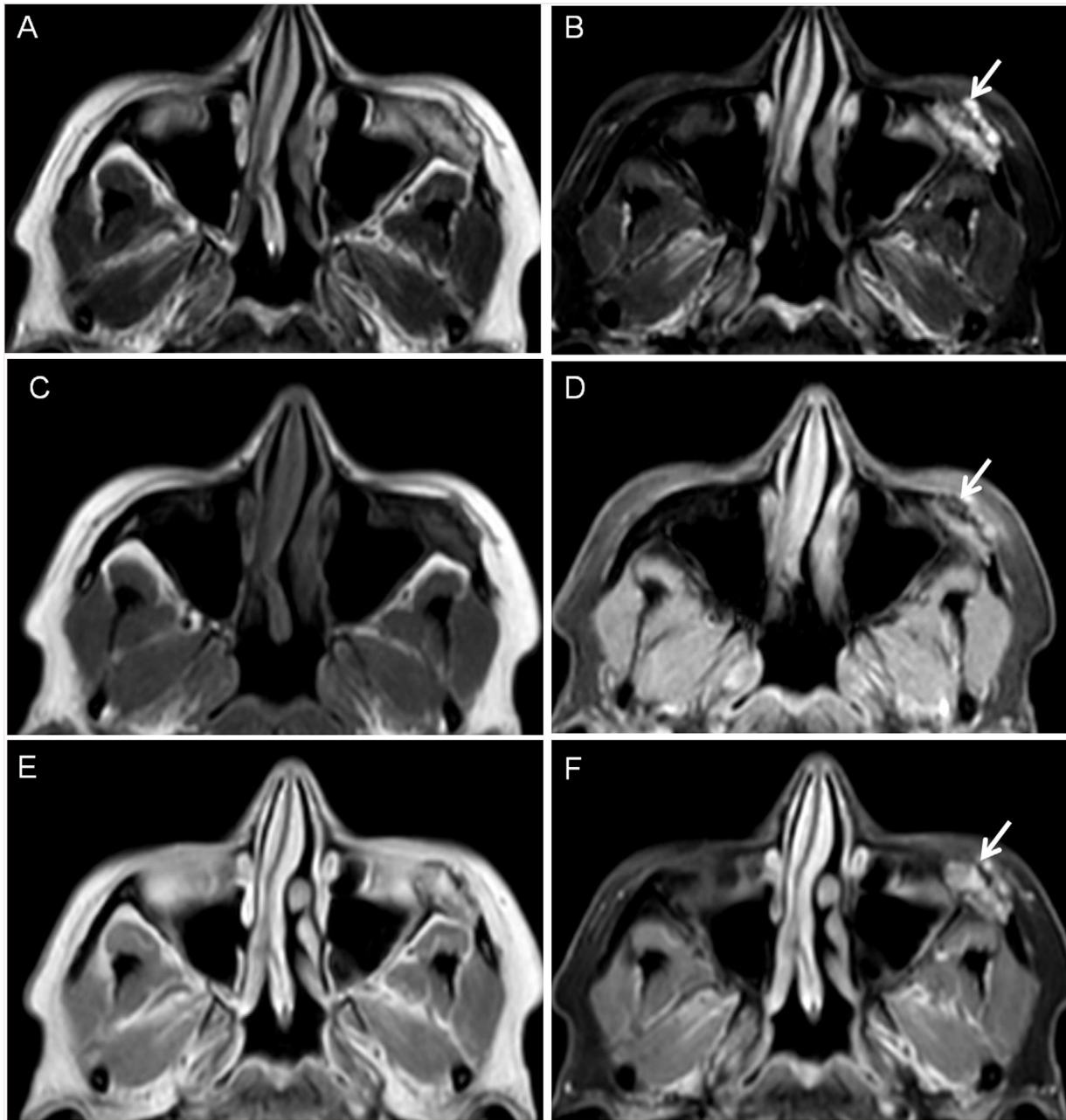


Figura 5 RM facial de la paciente de la Figura 3. Imágenes Dixon potenciadas en: A) T2; B) T2 con supresión grasa (imagen solo agua); C) T1; D) T1 con supresión grasa (imagen solo agua); E. T1 postcontraste; F. T1 postcontraste con supresión grasa. La secuencia poscontraste permite detectar realce en el interior de la lesión ósea correspondiente a una malformación venosa vascular.

atenuación en la TC (en UH) en la IMV. La imagen MP puede proporcionar unos valores de atenuación diferentes de los obtenidos en la TCES adquirida a 120 kV en los que se basan la mayoría de las guías clínicas, algo que los radiólogos deben tener en cuenta a la hora de evaluar los valores de una ROI. Patel et al.³⁹ sugirieron valores de atenuación revisados y optimizados para diferentes niveles de keV. Las tablas de referencia de atenuación de keV pueden ser una posible solución. Otra dificultad es que también existen variaciones en la atenuación entre las plataformas de TCED, dependiendo del nivel de keV y del tipo de lesión⁴⁰.

Se ha descrito que las IMV a 40-70 keV siguen siendo susceptibles a pseudorealces similares a los de la TCSE. La

causa del pseudorealce es probablemente multifactorial, una combinación de endurecimiento del haz, volumen parcial, dispersión o *crosstalk*⁴¹, y se ha descrito cuando las lesiones se escanean en el pico de realce del parénquima, clásicamente descrito en la evaluación de pequeñas lesiones quísticas renales⁴².

Las IMV de alta energía mitigan los artefactos metálicos al reducir el endurecimiento del haz, pero no pueden aliviar los artefactos de carencia de fotones (*photon starvation artifacts*). Esto significa que la capacidad de reducción de artefactos depende del tipo de aleación y el tamaño del dispositivo debido a su diferente interacción con los fotones de rayos X. Esto explica por qué los dispositivos metálicos

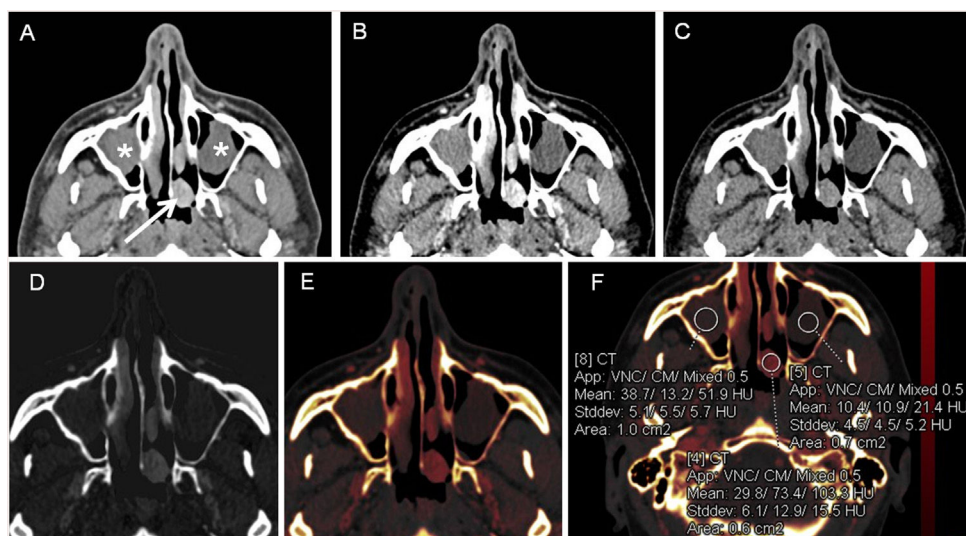


Figura 6 Hombre de 49 años con poliposis nasosinusal. A) En la imagen MP se observa ocupación parcial de ambos senos maxilares y de la cavidad nasal izquierda. La densidad es ligeramente mayor en la lesión de la cavidad nasal (flecha) que en el interior de los senos maxilares (asterisco). B) Adquisiciones de 80 kVp y C. 140 kVp, donde esta diferencia es más evidente, siendo más densa la lesión que ocupa la fosa nasal izquierda en la adquisición de 80 kVp. D) Mapa de superposición de yodo y E) mapa de yodo codificado por colores que muestra una señal más alta dentro de la lesión de la fosa nasal, poniendo de manifiesto el mayor realce de la lesión de la fosa nasal. F) El mapa cuantitativo de concentración de yodo comparando ambos lados reveló el realce de la lesión de la fosa nasal (correspondiendo al neuroblastoma olfatorio tras la resección) y la ausencia de realce del contenido de los senos maxilares.

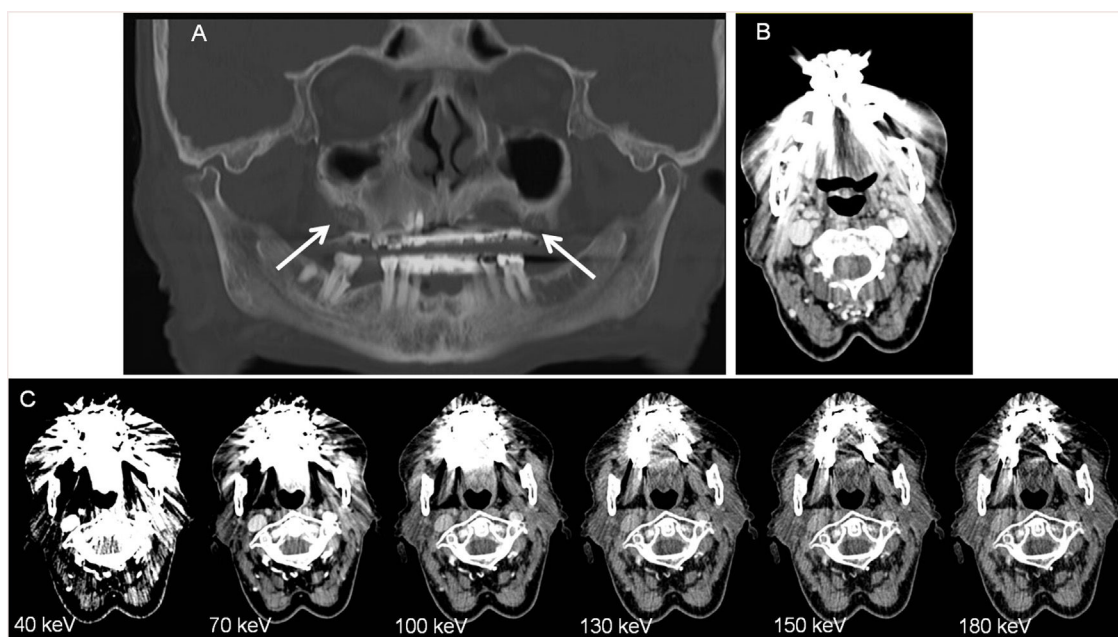


Figura 7 Mujer de 83 años con osteonecrosis maxilar en el primer y segundo cuadrante, con lesiones líticas con fragmentación ósea que afecta a la cresta alveolar (flechas blancas). A) Reconstrucción de imagen panorámica. B) Imagen MP con artefacto marcado debido a la presencia de dispositivos metálicos en la cavidad oral. C) Las IMV muestran una reducción significativa de los artefactos en las reconstrucciones monoenergéticas más altas, aunque no desaparecen por completo. Esto se debe a que la IMV puede mitigar el artefacto de endurecimiento del haz pero no los artefactos de carencia de fotones. La capacidad de reducción de los artefactos depende del tipo de aleación y el tamaño de la prótesis debido a su diferente interacción con los fotones de rayos X.

de cromo-cobalto son menos susceptibles a la reducción de artefactos porque la causa del artefacto es la carencia de fotones⁴¹ (fig. 7).

La descomposición de materiales hace una discriminación binaria de los materiales, y la presencia de otro material

puede dar lugar a interpretaciones erróneas. Esto explica por qué los vóxeles que contienen calcio y hueso pueden visualizarse en los mapas de yodo y pueden interpretarse como un material que contiene yodo. También ocurre con los elementos altamente atenuantes, como los dispositivos

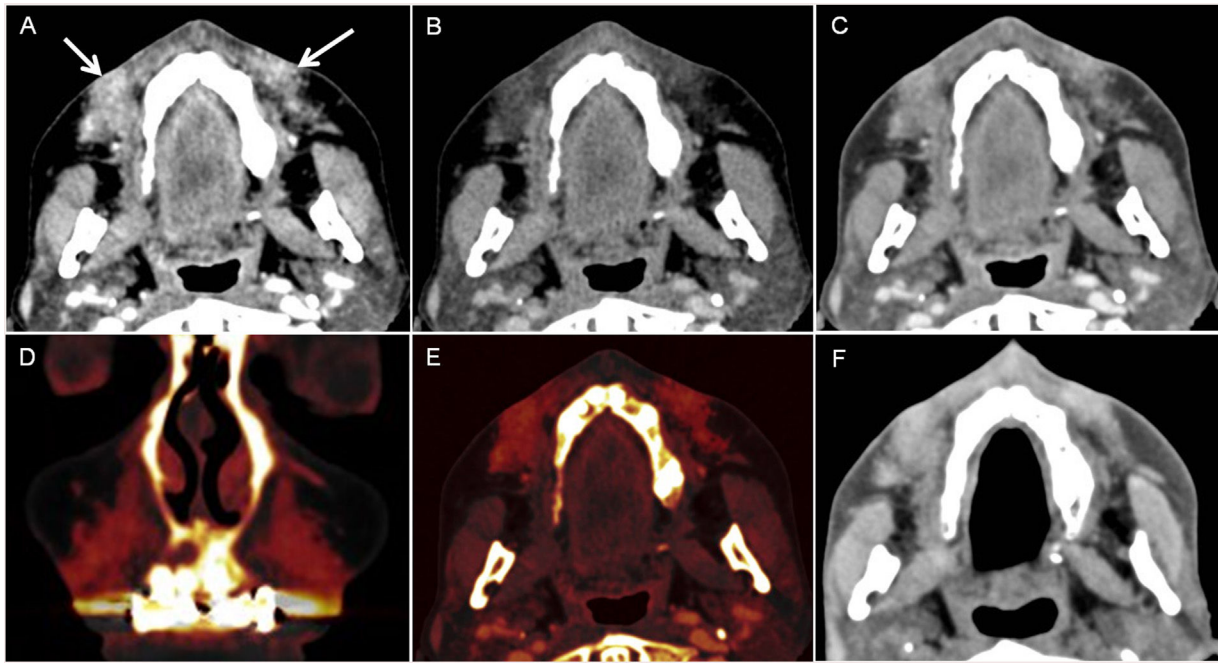


Figura 8 Artefacto de las imágenes de descomposición de materiales. Mujer de 51 años con dolor facial. TC facial tras la administración de contraste yodado. En la región nasolabial se observa una infiltración mal definida de la grasa, debido a los rellenos cosméticos inyectados. A) 80 kVp. B) 140 kVp. C) Imagen de 0,6 MP. D y E) Mapas de yodo en coronal (D) y axial (E), en los que este material es hiperintenso, simulando un realce de contraste, pero que corresponde a una imagen artefactual en las imágenes de diferenciación de materiales, donde materiales distintos al yodo, como el calcio, pueden aparecer hiperatenuados aunque no contengan yodo. F) Se realizó una TC facial 3 años después sin administración de contraste por vía intravenosa con TCES donde se puede comprobar que la densidad es similar a la imagen MP, demostrando la falta de realce del contraste.

metálicos, los marcapasos y las endoprótesis que pueden aparecer hiperatenuados en los mapas de yodo, aunque no contengan yodo. Por este motivo, las imágenes de descomposición de materiales solo deben utilizarse para evaluar los pares de materiales a los que corresponden (fig. 8).

También es complicado determinar los valores de corte para detectar el realce. Las publicaciones bibliográficas son insuficientes y los valores pueden variar en función de la plataforma de TCED utilizada, como describen Patel et al.⁴³, que demostraron la necesidad de establecer umbrales específicos para cada casa comercial y descubrieron que, independientemente de la casa comercial, un valor absoluto de 1,5 mg/mL puede permitir distinguir las lesiones vasculares de las no vasculares. Los autores también demostraron que una medición relativa o normalizada obtenida mediante el cálculo de la relación entre la concentración de yodo de la lesión y la aorta reduce la variabilidad entre los diferentes equipos y mejora el rendimiento diagnóstico.

Los artefactos en los mapas de yodo dentro de las lesiones benignas debido al ruido de la imagen, la dispersión o los parámetros de imagen pueden ser una fuente potencial de seudolesiones. Pueden aparecer como motas de color, que pueden confundirse con la presencia de yodo en la lesión que refleja el realce⁴⁴. Los defectos artefactuales, muy probablemente debidos a la falta de fotones, también pueden imitar las lesiones hipoatenuadas⁴⁵. Los hallazgos en las imágenes de TC con yodo de la MP deben correlacionarse con los de las IMV y las de otras exploraciones. Si la duda persiste, puede ser necesaria una evaluación adicional con RM con contraste.

El enmascaramiento y el filtrado incompletos en las imágenes de TC sin calcio virtual (VNCa) pueden limitar la evaluación de las regiones de menos de 2 mm de hueso cortical denso, como las zonas subcorticales y las vértebras de menos de 4 mm de altura o más del 50% de esclerosis y gas en las imágenes de TC VNCa⁴⁶.

Es necesaria una mayor optimización del ruido en las imágenes de descomposición del material para mejorar su calidad de imagen. Las limitaciones técnicas incluyen artefactos en el posprocesamiento de doble energía en regiones de carencia de fotones en las que hay datos inadecuados de bajo kilovoltaje para caracterizar los materiales. Estos artefactos pueden aparecer en zonas de metal superpuesto o en partes del cuerpo muy atenuadas, como los hombros, donde puede no haber una penetración adecuada de los rayos X a 80 kV. Recientemente, se han publicado algunos algoritmos para lograr una supresión eficaz del ruido⁴⁷.

Otras limitaciones de la tecnología TCED son los costes. Por un lado, se necesita un *software* específico para realizar el posprocesamiento de estas exploraciones. Además, en función del tipo de escáner y de las reconstrucciones, los exámenes TCED pueden requerir un tiempo adicional para el procesamiento de imágenes en la consola, en comparación con las adquisiciones TCES. Por otra parte, los costes derivados del posible cambio de la organización en el departamento de TC para mantener la productividad, especialmente en los entornos en los que el escáner funciona a plena capacidad o casi a plena capacidad¹³. Esto es debido a que las series generadas proporcionan un número significativamente mayor de imágenes, y los métodos de

posprocesamiento consumen mucho tiempo: imágenes de combinación lineal, imágenes de combinación no lineal, IMV, cuantificación de yodo, sustracción ósea, etc., y en algunos pacientes se necesitan varios métodos de posprocesamiento en la evaluación de una sola lesión, es decir, cuando se estudia una lesión oral, los niveles de energía más bajos podrían dar más información sobre el realce de la lesión, pero habrá más artefacto metálico, por lo que el radiólogo debería evaluar una imagen monoenergética y variar el nivel de energía para disminuir el artefacto metálico y poder delinear el tumor.

Además, esta técnica tiene una base física compleja, que hace que los radiólogos precisen una curva de aprendizaje para familiarizarse con la interpretación de las imágenes.

Las consecuencias de todos estos factores son un aumento sustancial de la carga de trabajo de los radiólogos, lo que podría limitar el uso de las imágenes de TCED en la práctica diaria. Sin embargo, los fabricantes están trabajando para mejorar la automatización de los flujos de trabajo de posprocesamiento³⁰.

Oportunidades

La caracterización adicional de las lesiones que proporciona la TCED (sustracción ósea y de calcio, IMV, caracterización de materiales, etc.) permiten una evaluación multiparamétrica de las lesiones de cabeza y cuello en una sola adquisición²⁷, y una aproximación a las imágenes funcionales⁴⁸. Esto puede tener implicaciones a la hora de evaluar el pronóstico y el seguimiento del tratamiento, permitiendo una cuantificación completa del tumor primario y de las metástasis del cuello³⁷. De este modo, podría ser una posible fuente de nuevos biomarcadores^{49,50} con interesantes aplicaciones en radiobiología, y quizás en el futuro se puedan implementar posibles aplicaciones en los criterios de evaluación de respuesta en tumores sólidos (RECIST).

Uhrig et al.⁵¹ evaluaron la viabilidad de una evaluación RECIST semiautomática con cuantificación complementaria de la captación de yodo en metástasis de melanoma tratadas con el inhibidor de BRAF vemurafenib y descubrieron que permitía una parametrización objetiva, sencilla y rápida del tamaño del tumor y de la captación del medio de contraste, lo que proporcionaba dos datos complementarios para la monitorización de la respuesta aplicables en la práctica diaria.

Se han propuesto los criterios de Choi modificados, que miden los tumores hipervasculares, como alternativas a los RECIST. Los criterios de Choi definen una respuesta parcial por una reducción del 10% del tamaño o del 15% de la densidad durante la fase de contraste venoso portal⁵². Kim et al.⁵³ demostraron que la TCED puede ser una herramienta útil en la evaluación de la respuesta tras el tratamiento antiangiogénico en pacientes con cáncer de pulmón no microcítico, ya que proporciona información sobre la extensión de los nódulos tumorales y el realce de los ganglios linfáticos, lo que puede lograrse sin necesidad de obtener imágenes no realzadas, mediante la evaluación de los cambios intratumorales comparando la TCED (basada en los criterios de Choi) con los criterios RECIST. Swiecicki et al.⁵⁴ demostraron que los criterios de Choi parecen identificar mejor a los pacientes que responden a la terapia con el inhibidor de la tirosina cinasa

antiangiogénica axitinib frente a RECIST v1.0, por lo que la TCED puede ofrecer una gran oportunidad para valorar la respuesta a la terapia con axitinib en el CCECC recurrente o metastásico diseminado no resecable.

En los últimos años, la inteligencia artificial (IA) ha experimentado un notable desarrollo y mejora. En este sentido, la IA podría ayudar a efectuar la segmentación automática de múltiples órganos⁵⁵ y la segmentación semiautomática de las lesiones⁵⁶, agilizando el flujo de trabajo del posproceso ayudando a gestionar toda la enorme cantidad de información y datos que no pueden procesarse manualmente. También puede crear mapas de análisis de texturas, siendo una fuente de nuevos mapas paramétricos o imágenes para el análisis de texturas o la extracción radiómica^{56,57}.

Seidler et al.⁵⁷ utilizaron un análisis de textura asistido por aprendizaje automático de conjuntos de datos de IMV de TCED para diferenciar los ganglios linfáticos del CCECC metastásico de los ganglios linfáticos normales, inflamatorios o de linfoma, y descubrieron que la precisión, la sensibilidad, la especificidad, el valor predictivo positivo y el valor predictivo negativo para clasificar correctamente un ganglio linfático como maligno (es decir, CCECC metastásico o linfoma) frente a benigno eran del 92, el 91, el 93, el 95 y el 87%, respectivamente.

Una oportunidad importante de la TCED es la dosis de radiación. Pensar que la dosis de radiación es mayor con la TCED debido a la adquisición de datos a niveles de kilovoltaje altos y bajos es una creencia bastante extendida. En realidad, con los sistemas existentes la dosis de radiación se divide entre los datos adquiridos a los niveles de kilovoltaje bajo y alto, de modo que la dosis de radiación global suele mantenerse con TCED. Zhu et al.⁵⁸, en un fantoma infantil de un paciente de 10 años, compararon el índice de TCDIvol de la TCES y la TCED y no encontraron diferencia significativa en la calidad de la imagen entre ambos TC, pero la cantidad de dosis en la TCES fue significativamente mayor que en la TCED. Tawfik et al.⁵⁹ demostraron que la TCED de cabeza y cuello, ya sea con fines de diagnóstico o de investigación, es comparable con una adquisición estándar de 120 kV, incluso cuando la dosis de radiación es inferior en un 12%, con la ventaja de proporcionar múltiples conjuntos de datos adicionales que pueden aportar información adicional muy valiosa. Suntharalingam et al.⁶⁰ compararon el TCDIvol de la TCES y la TCED y demostraron que las imágenes de cabeza y cuello con TCED de tercera generación permitían reducir la dosis de radiación a la mitad en comparación con la TCES, manteniendo una excelente calidad de imagen. Esto es especialmente importante cuando se realizan exploraciones a niños o a pacientes oncológicos a quienes se deben practicar varias TC⁶¹.

No hay que olvidar que las imágenes sin contraste virtual evitan la necesidad adquirir un estudio basal permitiendo diferenciar el realce de las calcificaciones y otras lesiones de alta atenuación.

Otra ventaja de la TCED es que permite disminuir la cantidad de contraste por vía intravenosa necesaria para obtener las mismas cifras de atenuación que la TC. La reducción de la cantidad de contraste de yodo disminuye el riesgo de nefropatía inducida por contraste, lo que resulta beneficioso en términos de seguridad y costes⁶². A niveles de energía de rayos X más bajos, la atenuación del contraste de yodo

aumenta a medida que el nivel de energía se acerca al límite K del yodo (33,2 keV), lo que permite reducir el contraste por vía intravenosa de yodo para obtener los mismos valores de TC⁶³. Varios autores han descrito reducciones de la dosis de yodo de hasta el 70% en angio-TC aórtica y coronaria, conservando la calidad de imagen objetiva⁶⁴⁻⁶⁸. Para la angiografía por TC de cabeza y cuello, Zhao et al.⁶⁹ describieron una reducción de contraste yodado y de la dosis de radiación en la angiografía por TC de cabeza y cuello, mejorando la intensidad de la señal y manteniendo la calidad de la imagen mediante la inyección de 50 mL de 270 mg de I/mL. El protocolo de exploración óptimo y el alcance varían en función de la casa comercial⁶³.

Amenazas

Hay varias amenazas externas que dificultan la implantación de la TCED en la práctica clínica habitual. Desde un punto de vista práctico, hay 3 modalidades principales de diagnóstico por la imagen que compiten directamente con la TCED, que son las TCES, la PET/TC y la RM. Los equipos de TCES son más baratos y la adquisición y el posprocesamiento son más rápidos. Están ampliamente disponibles, con una menor complejidad física, por lo que son la tecnología más ampliamente utilizada en la obtención de imágenes de TC de cabeza y cuello⁷⁰.

La PET/TC proporciona información funcional con alta sensibilidad para la estadificación de neoplasias malignas de cabeza y cuello, el diagnóstico de recidivas tumorales, ayuda para dirigir la biopsia, la detección de la localización del tumor primario desconocido⁷¹. Hoy en día, esta técnica está más disponible que la TCED. La PET/RM tiene el mayor contraste de los tejidos blandos de la RM en comparación con la TC. Esto ayuda a valorar las imágenes de las complejas estructuras anatómicas presentes en región de la cabeza y el cuello, y de gran utilidad en pacientes en los que se sospecha de enfermedad perineural o que tienen tumores primarios con alto riesgo de diseminación tumoral perineural, como las neoplasias de las glándulas salivales, los tumores orbitarios y el cáncer de piel, sin olvidar que permite una reducción significativa de la dosis de radiación en comparación con la PET/TC⁷².

El mayor competidor de la TCED en el área de la cabeza y el cuello es la RM, por muchas razones: la RM no utiliza radiación ionizante, está ampliamente disponible e incorporada a la práctica clínica diaria y proporciona mayor resolución tisular e información fisiológica gracias al uso de técnicas de difusión y perfusión. No utiliza contraste de yodo sino gadolinio, lo que reduce el riesgo de nefropatía inducida por el material de contraste. Sin embargo, no hay que olvidar el riesgo potencial de fibrosis sistémica nefrogénica que puede ocurrir con el material de contraste a base de gadolinio⁷³. Debe tenerse en cuenta que, en muchos centros, el seguimiento de los pacientes con tumores de cabeza y cuello se realiza mediante⁷⁴ TC.

La TC con recuento de fotones es una tecnología emergente que ha mostrado un enorme progreso en la última década. Utiliza un detector de rayos X con un poder de resolución de energía mejorado con ventajas sustanciales, que incluyen la reducción del ruido electrónico, el aumento de la relación contraste/ruido con el material de contraste

yodado y la eficiencia de la dosis de radiación, la reducción del endurecimiento del haz y de los artefactos metálicos, una resolución espacial extremadamente alta, la adquisición simultánea de datos multienergéticos y la capacidad de obtener imágenes con múltiples agentes de contraste de TC y diferenciarlas entre ellos⁷⁵, por lo que esta tecnología podría ser una gran amenaza para la TCED.

Conclusiones

La TCED puede ayudar a evaluar las patologías de cabeza y cuello al disminuir los artefactos metálicos o de endurecimiento del haz, aumentar la relación contraste/ruido del yodo, mejorar la calidad de la imagen mediante la reducción significativa del ruido, y proporcionar información específica de la composición de materiales. La TC puede adquirirse con una menor dosis de radiación y una menor carga de contraste yodado, pero puede consumir mucho tiempo, debiendo realizarse todavía algunas mejoras técnicas, con algunas debilidades que es necesario conocer (como la presencia de pseudorrealces) y amenazas, fundamentalmente la TC de recuento de fotones.

Financiación

No se recibió ninguna financiación para este estudio.

Aprobación ética

El comité ético del hospital aprobó este artículo.

Todos los procedimientos realizados en los estudios con participantes humanos siguieron las normas éticas del comité de investigación institucional y con la declaración de Helsinki de 1964 y sus enmiendas posteriores o normas éticas comparables.

Consentimiento para participar

Debido a la naturaleza retrospectiva de esta revisión y a la anonimización de las imágenes, el comité ético local renunció a la necesidad de un consentimiento informado por escrito.

Puntos clave

- Revisar la situación actual de la TCED en el diagnóstico por la imagen de cabeza y cuello.
- Realizar un análisis de las fortalezas, oportunidades, debilidades y amenazas (FODA) de la TCED en esta región anatómica.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Autoría

1. Responsable de la integridad del estudio: Eloísa Santos Armentia y Teodoro Martin Noguerol.
2. Concepción del estudio: Eloísa Santos Armentia y Teodoro Martin Noguerol.
3. Diseño del estudio: Eloísa Santos Armentia y Teodoro Martin Noguerol.
4. Obtención de los datos: Eloísa Santos Armentia, Noelia Silva Priegue, Carlos Delgado Sánchez-Gracián, Carmen Trinidad López, Raquel Prada González.
5. Análisis e interpretación de los datos: Eloísa Santos Armentia, Noelia Silva Priegue, Carlos Delgado Sánchez-Gracián, Carmen Trinidad López, Raquel Prada González.
6. Tratamiento estadístico: N.A.
7. Búsqueda bibliográfica: Eloísa Santos Armentia y Teodoro Martin Noguerol.
8. Redacción del trabajo: Eloísa Santos Armentia y Teodoro Martin Noguerol.
9. Revisión crítica del manuscrito con aportaciones intelectualmente relevantes: Eloísa Santos Armentia, Teodoro Martin Noguerol, Noelia Silva Priegue, Carlos Delgado Sánchez-Gracián, Carmen Trinidad López, Raquel Prada González.
10. Aprobación de la versión final: Eloísa Santos Armentia, Teodoro Martin Noguerol, Noelia Silva Priegue, Carlos Delgado Sánchez-Gracián, Carmen Trinidad López, Raquel Prada González.

Agradecimientos

Nos gustaría agradecer al doctor José María García Santos, que aportó su visión, experiencia y comentarios para mejorar en gran medida este manuscrito.

Bibliografía

1. Wippold FJ. Head and neck imaging: The role of CT and MRI. *J Mag Res Imag*. 2007;25:453–65.
2. Imanishi Y, Ehara N, Mori J, Shimokawa M, Sakuyama K, Ishikawa T, et al. Measurement of thyroid iodine by ct. *J Comput Assist Tomog*. 1991;15:287–90.
3. Gnannt R, Winklehner A, Goetti R, Schmidt B, Kollias S, Alkadhi H. Low kilovoltage CT of the neck with 70 kVp: Comparison with a standard protocol. *Am J Neuroradiol*. 2012;33:1014–9.
4. Holmes DR, Fletcher JG, Apel A, Huprich JE, Siddiki H, Hough DM, et al. Evaluation of non-lineal blending in dual-energy computed tomography. *Eur J Radiol*. 2008;68:409–13.
5. Johnson TRC. Dual-energy CT: General principles. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199 5 Suppl:S3–8.
6. Eusemann C, Holmes DR III, Schmidt B, Flo h TG, Robb R, McCollough C, et al. Dual energy CT: How to best blend both energies in one fused image? *Medical Imaging 2008: Visualization, image-guided procedures, and modeling*. SPIE;. 2008, 691803.
7. Vogl TJ, Schulz B, Bauer RW, Stöver T, Sader R, Tawfik AM. Dual-energy CT applications in head and neck imaging. *AJR Am J Roentgenol*. 2012;199 5 Suppl:S34–9.
8. Li S, Wang C, Jiang X, Xu G. Effects of dual-energy CT with non-lineal blending on abdominal CT angiography. *Korean J Radiol*. 2014;15:430–8.
9. McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015;276:637–53.
10. De Zordo T, von Lutterotti K, Dejaco C, Soegner PF, Frank R, Aigner F, et al. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: High-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol*. 2012;22:279–86.
11. Wang Y, Qian B, Li B, Qin G, Zhou Z, Qiu Y, et al. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT: Evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. *Eur J Radiol*. 2013;82(8.).
12. Forghani R. Advanced dual-energy CT for head and neck cancer imaging. *Exp Rev Anticancer Ther*. 2015;15:489–501.
13. Pérez-Lara A, Forghani R. Spectral computed tomography: Technique and applications for head and neck cancer. *Magn Reson Imag Clin N Am*. 2018;26:1–17.
14. Godoy MCB, Naidich DP, Marchiori E, Assadourian B, Leidecker C, Schmidt B, et al. Basic principles and postprocessing techniques of dual-energy CT: Illustrated by selected congenital abnormalities of the thorax. *J Thor Imag*. 2009;24:152–9.
15. Sadick M, Schoenberg SO, Hoermann K, Sadick H. Current oncologic concepts and emerging techniques for imaging of head and neck squamous cell cancer. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2012;11. Doc08.
16. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. *Radiographics*. 2004;24:1679–91.
17. Zhou C, Zhao YE, Luo S, Shi H, Li L, Zheng L, et al. Monoenergetic imaging of dual-energy CT reduces artifacts from implanted metal orthopedic devices in patients with fractures. *Acad Radiol*. 2013;18:1252–7.
18. Tanaka R, Hayashi T, Ike M, Noto Y, Goto TK. Reduction of dark-band-like metal artifacts caused by dental implant bodies using hypothetical monoenergetic imaging after dual-energy computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2013;115:833–8.
19. Mannil M, Ramachandran J, Vittoria de Martini I, Wegener S, Schmidt B, Flo h T, et al. Modified dual-energy algorithm for calcified plaque removal: Evaluation in carotid computed tomography angiography and comparison with digital subtraction angiography. *Invest Radiol*. 2017;52:680–5.
20. Zainon R, Ronaldson JP, Janmale T, Scott NJ, Buckenham TM, Butler APH, et al. Spectral CT of carotid atherosclerotic plaque: Comparison with histology. *Eur Radiol*. 2012;22:2581–8.
21. Shah JP, Gil Z. Current concepts in management of oral cancer. *Surgery. Oral Oncol*. 2009;45:394–401.
22. Macari M, Spieler B, Kim D, Graser A, Megibow AJ, Babb J, et al. Dual-source dual-energy MDCT of pancreatic adenocarcinoma: Initial observations with data generated at 80 kVp and at simulated weighted- average 120 kVp. *Am J Roentgenol*. 2010;194:27–32.
23. Tawfik AM, Kerl JM, Bauer RW, Nour-Eldin NE, Naguib NNN, Vogl TJ, et al. Dual-energy CT of head and neck cancer: Average weighting of low-and high-voltage acquisitions to improve lesion delineation and image quality-initial clinical experience. *Invest Radiol*. 2012;47:306–11.
24. Scholtz JE, Hüters K, Kaup M, Albrecht M, Schulz B, Frellesen C, et al. Non-lineal image blending improves visualization of head and neck primary squamous cell carcinoma compared to lineal blending in dual-energy CT. *Clin Radiol*. 2015;70:168–75.
25. Wichmann JL, Nöske E-M, Kraft J, Burck I, Wagenblast J, Eckardt A, et al. Virtual monoenergetic dual-energy computed tomography: Optimization of kiloelectron volt settings in head and neck cancer. *Invest Radiol*. 2014;49:735–41.
26. Albrecht MH, Scholtz JE, Kraft J, Bauer RW, Kaup M, Dewes P, et al. Assessment of an advanced monoenergetic reconstruction

- technique in dual-energy computed tomography of head and neck cancer. *Eur Radiol.* 2015;25:2493–501.
27. Lam S, Gupta R, Kelly H, Curtin HD, Forghani R. Multiparametric evaluation of head and neck squamous cell carcinoma using a single-source dual-energy CT with fast kVp switching: State of the art. *Cancers.* 2015;7:2201–16.
 28. Kuno H, Onaya H, Iwata R, Kobayashi T, Fujii S, Hayashi R, et al. Evaluation of cartilage invasion by laryngeal and hypopharyngeal squamous cell carcinoma with dual-energy CT. *Radiology.* 2012;265:488–96.
 29. Kuno H, Sakamaki K, Fujii S, Sekiya K, Otani K, Hayashi R, et al. Comparison of MR imaging and dual-energy CT for the evaluation of cartilage invasion by laryngeal and hypopharyngeal squamous cell carcinoma. *Am J Neuroradiol.* 2018;39:524–31.
 30. Potter CA, Sodickson AD. Dual-energy CT in emergency neuroimaging: Added value and novel applications. *Radiographics.* 2016;36:2186–98.
 31. Gosangi B, Mandell JC, Weaver MJ, Uyeda JW, Smith SE, Sodickson AD, et al. Bone marrow edema at dual-energy CT: A game changer in the Emergency Department. *Radiographics.* 2020;40:859–74.
 32. Roel ED, Timmer VCML, Vaassen LAA, van Kroonenburgh AMJL, Postma AA. Dual-energy CT in head and neck imaging. Vol. 5. *Curr Radiol Rep.* 2017;5:19.
 33. Schmid-Bindert G, Henzler T, Chu TQ, Meyer M, Nance JW Jr, Schoepf UJ, et al. Functional imaging of lung cancer using dual energy CT: How does iodine related attenuation correlate with standardized uptake value of 18FDG-PET-CT? *Eur Radiol.* 2012;22:93–103.
 34. Miles KA. Tumour angiogenesis and its relation to contrast enhancement on computed tomography: A review. *Eur J Radiol.* 1999;30:198–205.
 35. Skornitzke S, Fritz F, Mayer P, Koell M, Hansen J, Pahn G, et al. Dual-energy CT iodine maps as an alternative quantitative imaging biomarker to abdominal CT perfusion: Determination of appropriate trigger delays for acquisition using bolo tracking. *Br J Radiol.* 2018;91:20170351.
 36. Liang H, Li A, Li Y, Cheng H, Zhao Q, Li J, et al. A retrospective study of dual-energy CT for clinical detecting of metastatic cervical lymph nodes in laryngeal and hypopharyngeal squamous cell carcinoma. *Acta Otolaryngol.* 2015;135:722–8.
 37. Tawfik AM, Razek AA, Kerl JM, Nour-Eldin NE, Bauer R, Vogl TJ. Comparison of dual-energy CT-derived iodine content and iodine overlay of normal, inflammatory and metastatic squamous cell carcinoma cervical lymph nodes. *Eur Radiol.* 2014;24:574–80.
 38. Forghani R, de Man B, Gupta R. Dual-energy computed tomography: Physical principles, approaches to scanning, usage, and implementation: Part 2. Vol. 27. *Neur Clin N Am.* 2017;27:385–400.
 39. Patel BN, Farjat A, Schabel C, Duvnjak P, Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, et al. Energy-specific optimization of attenuation thresholds for low-energy virtual monoenergetic images in renal lesion evaluation. *Am J Roentgenol.* 2018;210:W205–17.
 40. Mileto A, Barina A, Marin D, Stinnett SS, Choudhury KR, Wilson JM, et al. Virtual monochromatic images from dual-energy multidetector CT: Variance in CT numbers from the same lesion between single-source projection-based and dual-source image-based implementations. *Radiology.* 2016;279:269–77.
 41. Parakh A, Lennartz S, An C, Rajiah P, Yeh BM, Simeone FJ, et al. Dual-energy CT images: Pearls and pitfalls. *Radiographics.* 2021;41:98–119.
 42. Mileto A, Nelson RC, Samei E, Jaffe TA, Paulson EK, Barina A, et al. Impact of dual-energy multi-detector row CT with virtual monochromatic imaging on renal cyst pseudoenhancement: In vitro and in vivo study. *Radiology.* 2014;272:767–76.
 43. Patel BN, Vernuccio F, Meyer M, Godwin B, Rosenberg M, Rudnick N, et al. Dual-energy CT material density iodine quantification for distinguishing vascular from nonvascular renal lesions: Normalization reduces intermanufacturer threshold variability. *Am J Roentgenol.* 2019;212:366–76.
 44. Wortman JR, Sodickson AD. Pearls, pitfalls, and problems in dual-energy computed tomography imaging of the body. *Radiol Clin North Am.* 2018;56:625–40.
 45. Parakh A, Baliyan V, Sahani DV. Dual-energy CT in focal and diffuse liver disease. *Curr Radiol Rep.* 2017;5:1–14.
 46. Biondi M, Vanzi E, de Otto G, Banci Buonamici F, Belmonte GM, Mazzoni LN, et al. Water/cortical bone decomposition: A new approach in dual energy CT imaging for bone marrow oedema detection. A feasibility study. *Phys Medica.* 2016;32:1712–6.
 47. Jiang Y, Zhang X, Sheng K, Niu T, Xue Y, Lyu Q, et al. Noise suppression in image-domain multi-material decomposition for dual-energy CT. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2020;67:523–35.
 48. Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, Butler A, Anderson N, Pache G, et al. Dual- and multi-energy CT: Approach to functional imaging. *Insights Imaging.* 2011;2:149–59.
 49. Kay FU, Oz OK, Abbata S, Barbosa EJM, Agarwal PP, Rajiah P. Translation of quantitative imaging biomarkers into clinical chest CT. *Radiographics.* 2019;39:957–76.
 50. Manoharan D, Netaji A, Das CJ, Sharma S. Iodine parameters in triple-bolus dual-energy CT correlate with perfusion CT biomarkers of angiogenesis in renal cell carcinoma. *Am J Roentgenol.* 2020;214:808–16.
 51. Uhrig M, Sedlmair M, Schlemmer HP, Hassel JC, Ganten M. Monitoring targeted therapy using dual-energy CT: Semi-automatic RECIST plus supplementary functional information by quantifying iodine uptake of melanoma metastases. *Cancer Imaging.* 2013;13:306–13.
 52. Weng Z, Ertle J, Zheng S, Lauenstein T, Mueller S, Bockisch A, et al. Choi criteria are superior in evaluating tumor response in patients treated with transarterial radioembolization for hepatocellular carcinoma. *Oncol Lett.* 2013;6:1707–12.
 53. Kim YN, Lee HY, Lee KS, Seo JB, Chung MJ, Ahn MJ, et al. Dual-energy CT in patients treated with anti-angiogenic agents for non-small cell lung cancer: New method of monitoring tumor response? *Korean J Radiol.* 2012;13:702–10.
 54. Swiecicki PL, Dickerson E, Bellile E, Srinivasan A, Worden FP. Alternative Imaging Response Criteria with the Use of Axitinib in Head and Neck Cancer: An Exploratory Analysis Utilizing the Choi Criteria. *Otolaryngol (Sunnyvale).* 2017;7:326.
 55. Chen S, Zhong X, Hu S, Dorn S, Kachelrieß M, Lell M, et al. Automatic multi-organ segmentation in dual-energy CT (DECT) with dedicated 3D fully convolutional DECT networks. *Med Phys.* 2020;47:552–62.
 56. Homayounieh F, Singh R, Nitiwarangkul C, Lades F, Schmidt B, Sedlmair M, et al. Semiautomatic segmentation and radiomics for dual-energy CT: A pilot study to differentiate benign and malignant hepatic lesions. *Am J Roentgenol.* 2020;215:398–405.
 57. Seidler M, Forghani B, Reinhold C, Pérez-Lara A, Romero-Sanchez G, Muthukrishnan N, et al. Dual-energy CT texture analysis with machine learning for the evaluation and characterization of cervical lymphadenopathy. *Comput Struct Biotechnol J.* 2019;17:1009–15.
 58. Zhu X, McCullough WP, Mecca P, Servaes S, Darge K. Dual-energy compared to single-energy CT in pediatric imaging: A phantom study for DECT clinical guidance. *Pediatr Radiol.* 2016;46:1671–9.
 59. Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA, Bauer RW, Nour-Eldin NE, Vogl TJ, et al. Image quality and radiation dose of dual-energy CT of the head and neck compared with a standard 120-kVp acquisition. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2011;32:1994–9.
 60. Suntharalingam S, Stenzel E, Wetter A, Guberina N, Umutlu L, Schlosser T, et al. Third generation dual-energy CT with 80/150 Sn kV for head and neck tumor imaging. *Acta Radiol.* 2019;60:586–92.
 61. Tabari A, Gee MS, Singh R, Lim R, Nimkin K, Primak A, et al. Reducing radiation dose and contrast medium volume with

- application of dual-energy CT in children and young adults. *Am J Roentgenol.* 2020;214:1199–205.
62. Van Hamersvelt RW, Eijssvoegel NG, Muhl C, de Jong PA, Schilham AMR, Bult N, et al. Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: A phantom study. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2018;34:1265–75.
 63. Faggioni M, Mehran R. Preventing contrast-induced renal failure: A guide. *Interv Cardiol Rev.* 2016;11:98–104.
 64. Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang TH, Berger A, et al. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: A prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomog.* 2014;8:282–8.
 65. Delesalle MA, Pontana F, Duhamel A, Faivre JB, Flohr T, Tacelli N, et al. Spectral optimization of chest CT angiography with reduced iodine load: Experience in 80 patients evaluated with dual-source, dual-energy CT. *Radiology.* 2013;267:256–66.
 66. Shuman WP, O'Malley RB, Busey JM, Ramos MM, Koprówicz KM. Prospective comparison of dual-energy CT aortography using 70% reduced iodine dose versus single-energy CT aortography using standard iodine dose in the same patient. *Abdom Radiol.* 2017;42:759–65.
 67. Lv P, Liu J, Chai Y, Yan X, Gao J, Dong J. Automatic spectral imaging protocol selection and iterative reconstruction in abdominal CT with reduced contrast agent dose: Initial experience. *Eur Radiol.* 2017;27:374–83.
 68. Tabari A, Gee MS, Singh R, Lim R, Nimkin K, Primak A, et al. Reducing radiation dose and contrast medium volume with application of dual-energy CT in children and young adults. *Am J Roentgenol.* 2020;214:1199–205.
 69. Zhao Y, Geng X, Zhang T, Wang X, Xue Y, Dong K. Assessment of radiation dose and iodine load reduction in head-neck CT angiography using two scan protocols with wide-detector. *J Xray Sci Technol.* 2019;27:981–93.
 70. Gibney B, Redmond CE, Byrne D, Mathur S, Murray N. A review of the applications of dual-energy CT in acute neuroimaging. *Can Assoc Radiol J.* 2020;71:253–65.
 71. Blodgett TM, Fukui MB, Snyderman CH, Branstetter IVBF, McCook BM, Townsend DW, et al. Combined PET-CT in the head and neck: Part 1. Physiologic, altered physiologic, and artifactual FDG uptake. *Radiographics.* 2005;25:897–912.
 72. Ryan JL, Aaron VD, Sims JB. PET/MRI vs. PET/CT in head and neck imaging: When, why, and how? *Semin Ultrasound CT MR.* 2019;40:376–90.
 73. Beckett KR, Moriarty AK, Langer JM. Safe use of contrast media: What the radiologist needs to know. *Radiographics.* 2015;35:1738–50.
 74. Brennan KE, Hall SF, Owen TE, Griffiths RJ, Peng Y. Variation in routine follow-up care after curative treatment for head-and-neck cancer: A population-based study in Ontario. *Curr Oncol.* 2018;25:e120–31.
 75. Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A, Pelc NJ, Fleischmann D. Photon-counting CT: Technical principles and clinical prospects. *Radiology.* 2018;289:293–312.