

LITERATURE REVIEW

DOI: 10.15517/IJDS.2021.45106

Recibido:
1-XI-2020

Valores de densidad en la escala de grises en Tomografía Computarizada de Haz Cónico: alcances y limitaciones

Aceptado:
30-XI-2020

Publicado en línea:
11-XII-2020

Grayscale Values in Cone Beam Computed Tomography: Scope and Limitations

Ana Cecilia Ruiz-Imbert DDS, MSc¹; Deivi Cascante-Sequeira DDS²

1. Especialista en Radiología Oral y Maxilofacial, Docente del Departamento de Ciencias Diagnósticas y Quirúrgicas, Facultad de Odontología, Universidad de Costa Rica, San José, Costa Rica. <https://orcid.org/0000-0002-0700-6814>
2. Estudiante de la Maestría en Radiología Oral, Escuela Dental de Piracicaba, Universidad de Campinas, São Paulo, Brasil. <https://orcid.org/0000-0002-5009-6632>

Autor para correspondencia: Dra. Ana Cecilia Ruiz Imbert - anacecilia.ruiz@ucr.ac.cr

ABSTRACT: Cone-beam computed tomography (CBCT) is a 3D imaging technique widely used in maxillofacial diagnosis. The grayscale value (GSV) is a number that represents the amount of attenuation of the X-ray beam by the material contained in each voxel or structural unit of the tomographic volume. Similarly, in computed tomography (CT) used in medical radiology, the attenuation values are standardized in the Hounsfield Unit (HU) scale. Although GSV may have interesting potential applications in maxillofacial diagnosis, it is essential to know that HU differ from GSV. The latter are susceptible to multiple technical factors during the tomographic acquisition, so their value can vary among different CBCT scanners or when technical parameters are modified. Hence, GSV should not be extrapolated between different CBCT machines, and their use should be cautious while more investigation is available considering various equipment and acquisition protocols.

KEYWORDS: Cone-beam volumetric imaging; Cone-beam computed tomography or cone-beam volumetric tomography; Hounsfield units; grey levels.

RESUMEN: La tomografía computarizada de haz cónico (CBCT, por sus siglas en inglés) es una técnica de imagen 3D ampliamente usada en diagnóstico maxilofacial. El valor de densidad en la escala de grises (DEG) es una cifra que corresponde al grado de atenuación de los rayos x del material representado en cada vóxel o unidad estructural de la tomografía. De forma similar, en los sistema de tomografía computarizada de uso médico (CT) el valor de atenuación está estandarizado en las Unidades Hounsfield (UH). Aunque los valores de DEG pueden tener interesantes usos potenciales en el apoyo de diagnóstico en el área dentoalveolar, es importante conocer que los valores UH no son los mismos a los valores DEG, y que los valores de DEG son susceptibles a múltiples factores técnicos durante la adquisición de la tomografía, por lo que se pueden obtener resultados distintos entre equipos y al variar parámetros técnicos en las tomas. Por lo tanto sus valores no deben extrapolarse entre equipos y su uso debe ser cauteloso mientras se realiza mayor investigación específica para cada equipo y para cada protocolo de adquisición.

PALABRAS CLAVE: Tomografía computarizada de haz cónico; Tomografía computarizada volumétrica; Unidades Hounsfield; valores de gris.

INTRODUCCIÓN

A partir de la década de los 90, la radiografía volumétrica tridimensional revolucionó la radiología oral y maxilofacial a través de la tomografía computadorizada de haz cónico (CBCT-cone-beam computed tomography), técnica que evolucionó a partir de la tomografía computadorizada (CT-computed tomography), también conocida como Tomografía Axial Computadorizada o TAC, de uso principalmente médico (1). Las principales diferencias entre estos se encuentran en la forma del haz de rayos x, el tamaño de la ventana de salida (la colimación), el rango de factores de exposición y la cantidad de filtración del haz (2). La evolución de esta tecnología ha permitido una amplia producción y distribución a nivel mundial, de tal modo que en un estudio reciente se identificó un total de 279 modelos de CBCT, los cuales son manufacturados en 12 países diferentes (3). La tecnología CBCT ofrece algunas

ventajas relevantes sobre la CT: un menor costo y dosis de radiación para el paciente, un tiempo de adquisición menor y una mayor resolución, entre otros (4).

La mayoría de los equipos de CBCT está formado por un brazo en forma de C, el cual rota en el plano horizontal alrededor del paciente, quien puede estar posicionado de pie (80%) o sentado (17%) (Figura 1). Por otro lado, en algunos equipos tomográficos ese brazo rota en el plano vertical, y el paciente se ubica en posición supina (3%)(3). En un extremo del brazo en C se encuentra el tubo, que produce el haz de rayos X que interactúan con los tejidos del paciente y alcanzan el otro extremo, donde se encuentra el detector. Este convierte los fotones de rayos X atenuados en una señal eléctrica que posteriormente será traducida en imágenes. Los primeros equipos de CBCT utilizaban intensificadores de imagen, pero en la actualidad esos fueron sustituidos por detectores

de pantalla plana (FPD-*flat pannel detector*) los cuales están libres de distorsión, tienen una mayor eficiencia por dosis, poseen un rango dinámico más amplio y pueden ser producidos con campos de visión de tamaño variado (5).

ADQUISICIÓN DE IMAGEN

El proceso de adquisición de imagen mediante CBCT difiere con el de CT en varios puntos fundamentales. Primeramente, la CT requiere que el escáner gire alrededor de la cabeza del paciente cientos de veces por segundo, mientras dirige un haz en forma de abanico a una serie de múltiples detectores, motivo por el cual esta técnica también es conocida como tomografía computarizada multidetectores (MDCT-*multi detector computed tomography*) (6).

Durante una exposición de CBCT, el tubo de rayos X y el detector giran a lo largo de una trayectoria circular, cuyo eje de rotación es la región de interés (ROI-*region of interest*). El haz de rayos X en forma de cono o pirámide, dependiendo de la forma de los colimadores, produce varios cientos de proyecciones de rayos X bidimensionales (imágenes

crudas) que son adquiridas por el detector. Estas sufren varios pasos de preprocesamiento para eliminar aberraciones asociadas con variaciones en el detector por ganancia y defectos de píxeles. Luego, dichas proyecciones son reconstruidas en una representación tridimensional del objeto escaneado que representa la atenuación relativa del haz de rayos X de los diferentes materiales en el objeto. En la CBCT, el objeto escaneado se reconstruye como una matriz 3D de pequeños cubos de información, denominados vóxeles. Estos generalmente son isotrópicos, es decir, todos sus lados tienen la misma medida, y cada uno tiene asignado a un valor gris que depende de la atenuación del material representado en su interior. Entre más pequeño sea el vóxel, mayor será la resolución de la tomografía (Figura 2). En general, la reconstrucción de imágenes se puede agrupar en tres categorías: proyección posterior filtrada (FBP-*filtered back projection*), técnicas de reconstrucción algebraica (ART-*algebraic reconstruction techniques*) y métodos estadísticos. La forma más extendida de reconstrucción FBP utilizada en CBCT utiliza el algoritmo Feldkamp-Davis-Kress (FDK), que se utiliza en casi todas las máquinas CBCT debido a su simplicidad y tiempos de reconstrucción rápidos (7).

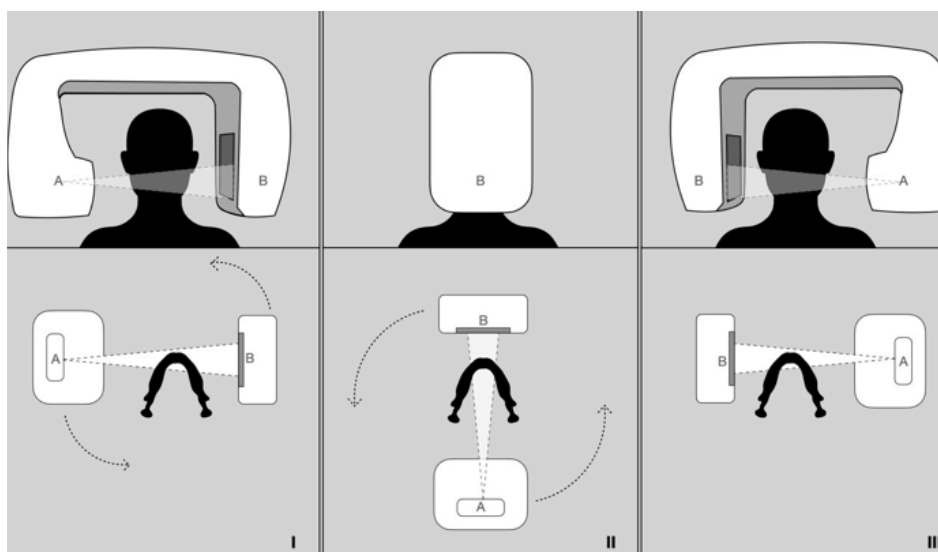


Figura 1. Disposición del brazo en forma C del equipo de Tomografía Computarizada de Haz Cónico. A: Tubo de rayos x. B: detector. En una rotación de 180° alrededor de la región maxilofacial del paciente (desde una vista superior): I) Al inicio del giro, tanto la fuente como el detector se encuentran a cada lado del paciente; II) Hacia la mitad del recorrido, la fuente de rayos X se encuentra en la región posterior del paciente, mientras que el detector se localiza en la región anterior; y III) Posición de las partes al final de la adquisición.

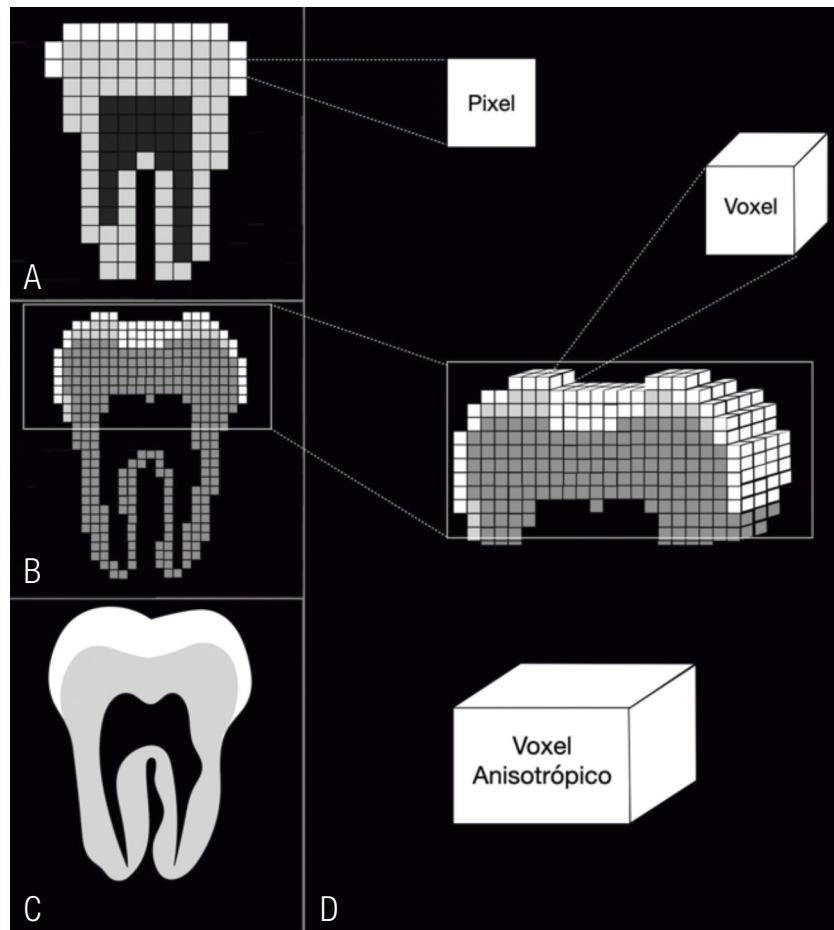


Figura 2. Las imágenes bidimensionales representadas en A, B, C están compuestas por píxeles de mayor, medio y menor tamaño, respectivamente, lo que se traduce en resoluciones baja, media y alta. D) Diferencia entre pixel (2D), voxel isotrópico (3D) característico de los equipos CBCT y voxel anisotrópico (3D) más común en los equipos MDCT.

PARÁMETROS DE ADQUISICIÓN

A la hora de adquirir una tomografía, hay varios factores a tomar en cuenta, que pueden ser modificados en el equipo. Aunque el principio de adquisición de imagen en la mayoría de equipos de CBCT es el mismo, existen pequeñas diferencias en los parámetros de adquisición dependiendo del fabricante y modelo. La mayoría de los equipos CBCT actuales presentan parámetros energéticos ajustables, a saber el potencial operativo (kV) y la corriente del tubo-tiempo de exposición (mAs). La energía máxima del espectro del haz de rayos X está determinada por el potencial o kilovoltaje, mientras que la cantidad de rayos X producidos

está determinada principalmente por la corriente del tubo por unidad de tiempo. Los valores de kV y mAs pueden ser modificados para reducir la dosis de radiación mientras se mantiene la calidad de la imagen en función de la tarea diagnóstica; lo anterior se conoce como optimización y busca cumplir con el principio ALADAIP (as low as diagnostically acceptable being indication-oriented and patient-specific) tan bajo como sea diagnósticamente aceptable siendo orientado según la indicación y específico para el paciente (3,8,9,7).

Algunos equipos de CBCT permiten una rotación parcial (180°) o total (360°) alrededor del

paciente, lo que influye directamente en la dosis absorbida por los tejidos expuestos. Así, cuanto mayor sea el ángulo de rotación, mayor será la dosis administrada. Esto permite al radiólogo escoger el ángulo de rotación que ofrezca una imagen de

calidad diagnóstica mientras se disminuye la dosis al paciente, ya que el ángulo de rotación también influye en la calidad de la imagen debido a la cantidad de imágenes base disponibles (Figura 3 y Figura 4) (10).

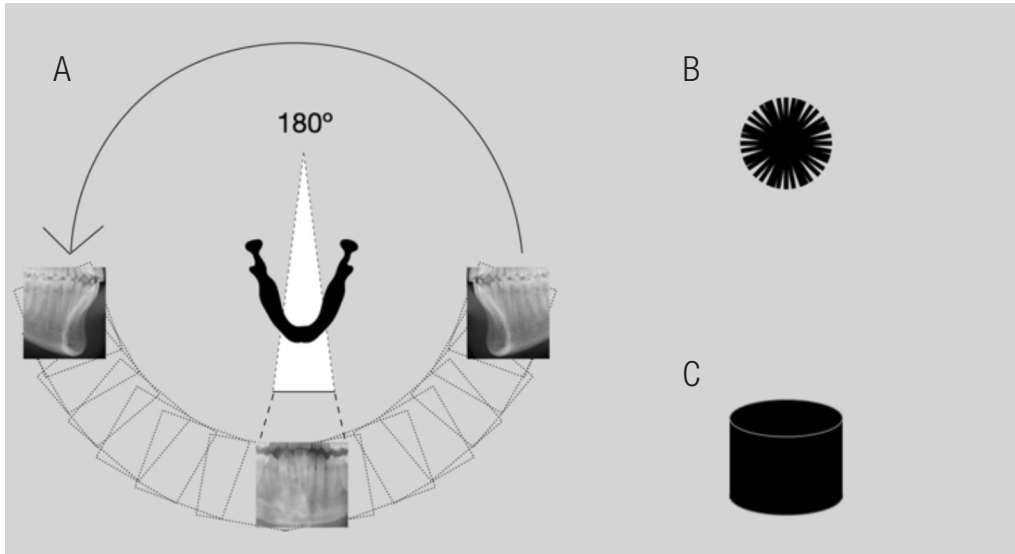


Figura 3. Rotación de 180° alrededor de la Región de interés: A) La cantidad de imágenes base utilizadas en la reconstrucción final es proporcional al ángulo de rotación; B) Vista axial proporcional representativa de la información disponible para la reconstrucción final del volumen; C) Representación tridimensional del volumen final reconstruido.

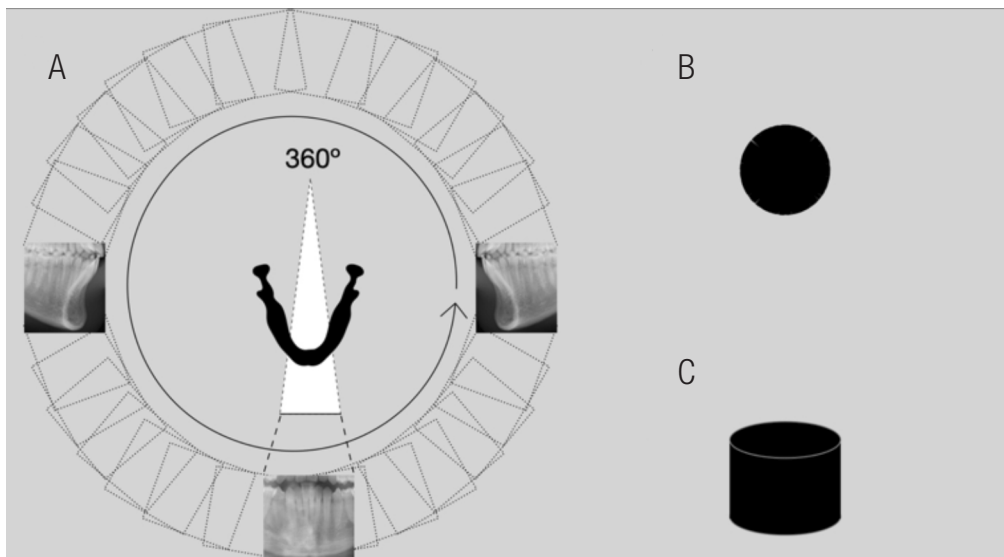


Figura 4. Rotación de 360° alrededor de la Región de interés: A) La cantidad de imágenes base utilizadas en la reconstrucción final es aproximadamente el doble que en una rotación de 180°; B) Representación axial de la mayor información disponible para la reconstrucción final del volumen; C) Representación tridimensional del volumen final reconstruido.

CAMPO DE VISIÓN

El campo de visión o FOV por sus siglas en inglés (Field of view), se refiere al tamaño de la tomografía, es decir el diámetro y la altura del volumen adquirido (7). En los equipos se pueden seleccionar diferentes opciones de FOV dependiendo de la zona que se desee evaluar, ya sean pequeños, medianos o grandes; de este modo se pueden adquirir imágenes que incluyan desde un sextante de los maxilares, hasta un estudio de ambas arcadas, además de otras opciones como la tomografía para articulaciones temporomandibulares.

Las guías internacionales recomiendan que se debe usar el campo de visión más pequeño posible que cumpla con la tarea diagnóstica, ya que una tomografía más pequeña da menor dosis de radiación al paciente, tiene menos radiación dispersa que afecte la calidad de la imagen y generalmente permite alcanzar una mejor resolución o detalle (11).

ARTEFACTOS

Un artefacto en la imagen puede definirse como una estructura visualizada en los datos reconstruidos que no está presente en el objeto escaneado. Estos artefactos pueden no ser observados como patrones específicos dentro de la imagen reconstruida, sino como una desviación de los valores de densidad en la escala de grises de los valores reales (12). Existen diferentes tipos de artefactos: aquellos asociados a los parámetros de exposición del haz de rayos X, los relacionados con el movimiento del paciente durante la adquisición de la imagen, y los que se generan en el detector (13). Los artefactos se han clasificado de diferentes maneras para su estudio, sin embargo, se pueden presentar simultáneamente en una misma imagen con diferentes niveles de expresión, por lo que no siempre es posible diferenciarlos.

VALORES DE DENSIDAD EN LA ESCALA DE GRISES EN CBCT

Como se mencionó anteriormente, la unidad estructural de una imagen de CBCT es el voxel. Cada voxel exhibe un valor de gris, que se relaciona con el coeficiente de atenuación lineal de los rayos x del material representado dentro él. Estos valores de gris se representan con números enteros, que varían desde los más claros (cifras altas) hasta los más oscuros (cifras bajas) (14,2)

La cantidad de posibles valores de grises para una determinada imagen depende del bit o profundidad de la imagen, con una imagen de n bits que tiene 2^n posibles valores de gris (por ejemplo, 12 bits = 2^{12} = 4096 valores de gris) (7).

UNIDADES HOUNSFIELD DE CT

Las Unidades Hounsfield son un sistema estandarizado para representar los coeficientes de atenuación en CT de uso médico. Se definen como transformaciones lineales de los coeficientes de atenuación de rayos X medidos de un material con referencia al agua. Según esta escala, la HU del agua es 0, la HU del aire es -1000 y los materiales que absorben más rayos X tienen un valor de HU más alto (2).

Las unidades Hounsfield no pertenecen al Sistema Internacional de Unidades, pero representan una unidad de uso práctico para el diagnóstico radiológico, ya que cuentan con rangos de valores conocidos para diferentes tejidos como sangre, músculo, grasa y tejido óseo, entre otros (15).

LAS DIFERENCIAS ENTRE UH Y VALORES DE DEG

Varios estudios concuerdan en el hecho de que las Unidades Hounsfield de la CT no corresponden al mismo valor de DEG de la CBCT (16,17,18). El valor de HU depende de la energía

media de los fotones de rayos x y el haz de rayos usado en los equipos de CBCT no es homogéneo, sino que está compuesto por fotones con diversos niveles de energía, de modo que diferentes equipos pueden generar distintos valores de HU (15,17). Para que las lecturas de HU fueran consistentes, la energía del haz de rayos x debería ser invariable y determinada cuidadosamente, lo cual requeriría que todas las casas fabricantes usaran un kilovoltaje específicos y las misma cantidad de filtración (15). Como se mencionó anteriormente, en la actualidad se encuentran disponibles cientos de modelos de equipos de CBCT, los cuales muestran gran diversidad en sus características técnicas (3). Las casas fabricantes aun no usan un sistema estandarizado para expresar los valores de gris representados en las tomografías, lo cual limita la utilización de valores de DEG obtenidos de distintos equipos (19).

Aunque los valores de DEG de CBCT y las HU de CT no corresponden al mismo valor, se ha encontrado una correlación lineal entre ellos (20). Por otro lado, se han planteado métodos para derivar las HU a partir de los valores DEG de la CBCT, mediante regresión lineal (19,18).

POSIBLES APLICACIONES DE LOS VALORES DE DEG EN TCCB

Se ha planteado el uso de los valores de DEG como un referente sobre la densidad ósea mineral de los maxilares. Estudios in vitro han encontrado una correlación lineal entre el contenido de hidroxiapatita y el valor de DEG (21). Una revisión sistemática encontró que los valores de densidad derivados de CBCT en vértebras y mandíbula lograron diferenciar individuos con osteoporosis de aquellos con densidad ósea mineral normal, por lo que la herramienta es prometedora para identificar esta condición (22). Un estudio encontró una densidad ósea mineral significativamente menor en pacientes con displasia ectodérmica, respecto a controles sanos, mediante el registro

de DEG con CBCT (23). Asimismo, se ha encontrado una alta correlación entre los valores de DEG y las HU, que a su vez se correlacionan con la densidad ósea (24). Además, los valores de DEG se han utilizado para evaluar el sanado de lesiones periapicales posterior al tratamiento endodóntico, mostrando un aumento significativo de los valores de densidad en la zona periapical previo al tratamiento y 2 años post-operatorio (25). Por otro lado, en otorrinolaringología, se han investigado los valores de DEG de CBCT en los tejidos del oído, encontrando diferencias significativas en los valores para tejidos blandos, duros y espacios aéreos (26). A pesar de las prometedoras aplicaciones de los valores de DEG, es importante conocer que dichos valores pueden ser influenciados por varios factores técnicos.

FACTORES TÉCNICOS QUE INFLUYEN EN LOS VALORES DE DEG

Los valores de DEG de las imágenes CBCT están influenciados por el equipo y la configuración de escaneo.

- Equipo: se han encontrado diferencias significativas en los valores de DEG obtenidos para las mismas muestras en tomografías realizadas en diferentes equipos (27,28,18). Esto es esperable dado que los equipos de CBCT actuales son muy variados en cuanto al potencial del tubo de rayos x, filtración y algoritmos de reconstrucción (18,17).
- FOV: Se han encontrado diferentes valores de DEG en tomografías de distintos tamaños o campos de visión (16,28,29). Algunos autores plantean que las tomografías de campos pequeños son menos susceptibles a valores de DEG imprecisos, ya que tienen menos radiación dispersa (15).
- La resolución espacial del estudio: los equipos permiten variar la resolución o detalle de la imagen, según la necesidad clínica. Aumentar la resolución disminuye la cantidad de ruido y aumenta la calidad de imagen, sin embargo

aumenta la dosis al paciente. Se encontró que la resolución tuvo efectos significativos en el valor de DEG (16).

- Número de proyecciones: algunos equipos permiten variar la cantidad de proyecciones que se realizan en la tomografía mediante el uso de un ángulo de giro del equipo de 180° o de 360°, este factor, puede afectar el registro de valores DEG (16).
- La posición anatómica de la estructura dentro del FOV: los valores de DEG para la misma muestra varían si esta se ubica en la zona anterior versus la zona posterior (28).
- Artefactos: Aunque la resolución espacial de CBCT se considera mayor que la de CT, la cantidad de ruido también es mayor. El ruido excesivo puede conducir a valores grises aberrantes al medir el valor medio del vóxel de áreas pequeñas. Otro factor es el endurecimiento del haz, que ocurre principalmente con fotones de baja energía que pasan a través del tejido denso, lo que resulta en un aumento de la energía del haz (endurecimiento) debido a la absorción predominante de fotones de baja energía. Los rayos X endurecidos pasarán a través de los tejidos adyacentes más fácilmente, lo que resulta en una subestimación de la densidad de estos tejidos que aparecen como áreas oscuras en la imagen. Además, la inclusión de objetos metálicos en el área escaneada puede dar como resultado una inexactitud adicional del valor de gris en la práctica clínica. Los artefactos metálicos son una característica destacada en todas las formas de imágenes de CT, que causan rayas oscuras y brillantes en la vecindad del objeto metálico debido a una variedad de efectos como el endurecimiento del haz, la dispersión y la extinción de datos (5). Así, cabe resaltar que la expresión de artefactos es mayor entre más objetos metálicos se encuentren entre las estructuras óseas adyacentes en las imágenes CBCT (30). Además, se ha observado que la región anatómica en la que se instala un objeto metálico, tal como un implante, afecta la

cantidad de artefactos producidos, siendo estos más comunes en la mandíbula y en las regiones anteriores (31).

- Efecto de la exomasa: la presencia de tejidos no homogéneos y no simétricos fuera del FOV (exomasa) conduce a datos de proyección variables desde diferentes ángulos a lo largo del arco de rotación. Esto se conoce como el efecto de tomografía local, y puede conducir a gradientes de valores grises o incluso artefactos, dependiendo de la distribución espacial y de masa de materiales o tejidos fuera del campo de visión (5). Se ha comprobado la presencia de materiales metálicos en la exomasa producen artefactos que influyen negativamente los valores de DEG (imagen más oscura), con mayor expresión en el centro del FOV (14,32).

Existen otras variables que pueden influenciar los valores de DEG, independientes del equipo. Un estudio reciente encontró diferencias significativas en los valores de DEG para tejidos del oído entre hombres y mujeres (26).

Todos estos factores muestran por qué el uso clínico de los valores de DEG debe ser cauteloso (33,28) y los valores obtenidos no se pueden extrapolar entre equipos sin que haya experimentación previa (5,17).

CONCLUSIÓN

Los valores de densidad en la escala de grises de las CBCT son una cifra que representa la cantidad de atenuación de los rayos x del tejido representado en un área. Estos valores pueden ser afectados por múltiples factores técnicos como los parámetros de adquisición, la formación y reconstrucción de la imagen, y los artificios tomográficos. Dicha vulnerabilidad demanda un uso cuidadoso de los valores de DEG como auxiliares en el diagnóstico radiológico, en tanto se analiza su comportamiento bajo parámetros intra-equipo específicos, en condiciones *in vitro* y clínicas, lo

cual ampliaría la posibilidad de investigación en dicha área.

REFERENCIAS

1. Molteni R. The way we were (and how we got here): fifty years of technology changes in dental and maxillofacial radiology. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2020; 20200133.
2. Pauwels R., Jacobs R., Singer S.R., Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: Are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofacial Radiol.* 2015; 44 (1).
3. Gaêta-Araujo H., Alzoubi T., Vasconcelos K. de F., Orhan K., Pauwels R., Casselman J.W., et al. Cone-beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2020; 49 (8): 20200145.
4. Azeredo F., De Menezes L.M., Enciso R., Weissheimer A., De Oliveira R.B. Computed gray levels in multislice and cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2013;144 (1): 147-55.
5. Pauwels R., Nackaerts O., Bellaiche N., Stamatakis H., Tsiklakis K., Walker A., et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *Br J Radiol.* 2013; 86 (1021): 1-9.
6. Miles D.A., Danforth R.A. A Clinician's Guide to Understanding Cone Beam Volumetric Imaging (CBVI) Educational Objectives. Available from: www.ada.org/goto/ceerp.%5Cnwww.ineedce.com
7. Pauwels R., Araki K., Siewerdsen J.H., Thongvigitmanee S.S. Technical aspects of dental CBCT: State of the art. Vol. 44, *Dentomaxillofacial Radiology*. British Institute of Radiology; 2015.
8. Goulston R., Davies J., Horner K., Murphy F. Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: A systematic review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2016; 45 (3).
9. Oenning A.C., Jacobs R., Pauwels R., Stratis A., Hedesiu M., Salmon B. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. Vol. 48, *Pediatric Radiology*. Springer Verlag; 2018. p. 308-16.
10. Mutalik S., Tadinada A., Molina M.R., Sinisterra A., Lurie A. Effective doses of dental cone beam computed tomography: effect of 360-degree versus 180-degree rotation angles. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2020; 130 (4): 433-46.
11. Sedentext. Radiation Protection 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology-Evidence-based Guidelines. Off Publ Eur Communities [Internet]. 2012; 156. Available from: www.sedentext.eu
12. Schulze R., Heil U., Groß D., Bruellmann D.D., Dranischnikow E., Schwanecke U., et al. Artefacts in CBCT: A review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2011; 40 (5): 265-73.
13. Nagarajappa A., Dwivedi N., Tiwari R. Artifacts: The downturn of CBCT image. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015; 5 (6): 440.
14. Candemil A.P., Salmon B., Freitas D.Q., Ambrosano G.M.B., Haiter-Neto F., Oliveira M.L. Metallic materials in the exomass impair cone beam CT voxel values. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2018; 47 (6): 2-4.
15. Molteni R. Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2013; 116 (1): 105-19.
16. Parsa A., Ibrahim N., Hassan B., Motroni A., Der Van Stelt P., Wismeijer D. Influence of cone beam CT scanning parameters on grey value measurements at an implant site. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2013; 42 (3).
17. Bujtár P., Simonovics J., Zombori G., Fejer Z., Szucs A., Bojtos A., et al. Internal or in-scan validation: A method to assess CBCT and MSCT gray scales using a human cadaver. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2014; 117 (6): 768-79.

18. Reeves T.E., Mah P., McDavid W.D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam CT: A clinical application. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2012; 41 (6): 500-8.
19. Mah P., Reeves T.E., McDavid W.D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2010; 39 (6): 323-35.
20. Razi T., Niknami M., Alavi Ghazani F. Relationship between Hounsfield Unit in CT Scan and Gray Scale in CBCT. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* [Internet]. 2014; 8 (2): 107-10.
21. Nomura Y., Watanabe H., Shirotzu K., Honda E., Sumi Y., Kurabayshi T. Stability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral content. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24 (5): 543-8.
22. Guerra E.N.S., Almeida F.T., Bezerra F.V., Figueiredo P.T.D.S., Silva M.A.G., De Luca Canto G., et al. Capability of CBCT to identify patients with low bone mineral density: A systematic review. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2017; 46 (8).
23. Çolak M. An evaluation of bone mineral density using cone beam computed tomography in patients with ectodermal dysplasia: A retrospective study at a single center in Turkey. *Med Sci Monit.* 2019; 25: 3503-9.
24. Hakim S.G., Glanz J., Ofer M., Steller D., Sieg P. Correlation of cone beam CT-derived bone density parameters with primary implant stability assessed by peak insertion torque and periotest in the maxilla. *J Cranio-Maxillofacial Surg* [Internet]. 2019; 47 (3): 461-7.
25. Kaya S., Yavuz I., Uysal I., Akku Z. Measuring bone density in healing periapical lesions by using cone beam computed tomography: A clinical investigation. *J Endod.* 2012; 38 (1): 28-31.
26. Komori M., Miuchi S., Hyodo J., Kobayashi T., Hyodo M. The gray scale value of ear tissues undergoing volume-rendering high-resolution cone-beam computed tomography. *Auris Nasus Larynx* [Internet]. 2018; 45 (5): 971-9.
27. Emadi N., Safi Y., Akbarzadeh Bagheban A., Asgary S. Comparison of CT-number and gray scale value of different dental materials and hard tissues in CT and CBCT. *Iran Endod J.* 2014; 9 (4): 283-6.
28. Oliveira M.L., Tosoni G.M., Lindsey D.H., Mendoza K., Tetradis S., Mallya S.M. Assessment of CT numbers in limited and medium field-of-view scans taken using accuitomo 170 and veraviewepocs 3De cone-beam computed tomography scanners. *Imaging Sci Dent.* 2014; 44 (4): 279-85.
29. Shokri A., Ramezani L., Bidgoli M., Akbarzadeh M., Ghazikhanlu-Sani K., Fallahi-Sichani H. Effect of field-of-view size on gray values derived from cone-beam computed tomography compared with the Hounsfield unit values from multidetector computed tomography scans. *Imaging Sci Dent.* 2018; 48 (1): 31-9.
30. Martins L.A.C., Queiroz P.M., Nejaim Y., De Faria Vasconcelos K., Groppo F.C., Haiter-Neto F. Evaluation of metal artefacts for two CBCT devices with a new dental arch phantom. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2020; 49 (5).
31. Machado A.H., Fardim K.A.C., De Souza C.F., Sotto-Maior B.S., Assis N.M.S.P., Devito K.L. Effect of anatomical region on the formation of metal artefacts produced by dental implants in cone beam computed

- tomographic images. *Dentomaxillofacial Radiol.* 2018; 47 (3).
32. Candemil A.P., Salmon B., Freitas D.Q., Haiter-Neto F., Oliveira M.L. Distribution of metal artifacts arising from the exomass in small field-of-view cone beam computed tomography scans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2020; 130 (1): 116-25.
33. Magill D., Beckmann N., Felice M.A., Yoo T., Luo M., Mupparapu M. Investigation of dental cone-beam CT pixel data and a modified method for conversion to hounsfield unit (HU). *Dentomaxillofacial Radiol.* 2018; 47 (2).



Attribution (BY-NC) - (BY) You must give appropriate credit, provide a link to the license, and indicate if changes were made. You may do so in any reasonable manner, but not in any way that suggest the licensor endorses you or your use. (NC) You may not use the material for commercial purposes.