Herramienta para la estandarización de parámetros técnicos de tomografías axiales computarizadas en pacientes de trauma craneomaxilofacial.

Prieto Romero, Mario Roberto. 2023

Resumen

El propósito de este trabajo es brindar una solución tecnológica a cirujanos y radiólogos para la prescripción de TAC de manera eficiente y precisa. La utilización de las tomografías axiales computarizadas ha venido tomando cada vez más importancia, no solo en el diagnóstico de enfermedades y patologías de los órganos internos, sino en el desarrollo de tecnologías y técnicas para realizar cirugías mucho más precisas a través de planeación o de diseño de implantes a medida. Sin embargo, se siguen presentando inconvenientes en la toma y la transmisión de las mismas y eso impacta negativamente al paciente y al sistema de salud. El proyecto hace un recuento histórico sobre la evolución tecnológica, estándares y elementos técnicos de los TAC, analizando la bibliografía sobre la toma de estas imágenes y su relación con las técnicas de reconstrucción digital. En segundo lugar se relata la incidencia de esta técnica radiológica en la salud y analiza la frecuencia con que se prescriben estos exámenes, los estándares de radiación en medicina y la radiación a la que son expuestos estos pacientes. Todo esto relacionando la potencia con la precisión de las imágenes diagnósticas. En tercer lugar, se analizan los metadatos técnicos de 50 tomografías de pacientes candidatos para diseño de implante a medida, para establecer un comparativo entre estos y los estándares establecidos a través de la bibliografía.

Finalmente, este trabajo pretende ofrecer una alternativa tecnológica proponiendo el diseño de una herramienta tecnológica que involucre los hallazgos de la bibliografía y el estudio de las tomografías, orientada a los profesionales involucrados en la prescripción, transmisión y toma de TAC, como médicos cirujanos y tecnólogos en radiología.

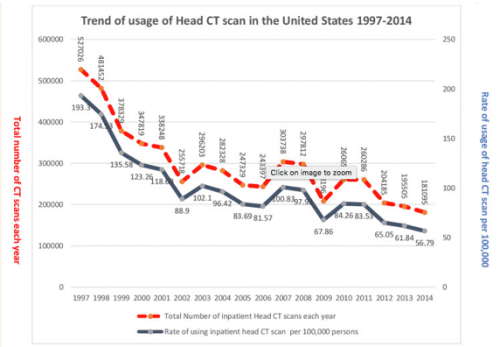
Las limitaciones del estudio están dadas por la bibliografía encontrada hasta el momento y las condiciones y la cantidad de tomografías analizadas

Contexto histórico

Con el desarrollo científico, informático e industrial de los últimos 30 años, se han creado métodos, técnicas, materiales y procesos médicos basados en las tomografías axiales computarizadas, para la planificación, modelado y fabricación de implantes a la medida para reconstrucción facial y ortopédica. Desde los años 70, cuando se comenzó a utilizar el primer tomógrafo, se han utilizado metodologías aritméticas y de algoritmos para procesar las imágenes obtenidas en la toma. Inicialmente se le llamó proyección posterior filtrada. “No fue sino hasta 2009 que los primeros algoritmos iterativos de reconstrucción fueron disponibles comercialmente, para reemplazar la convencional proyección posterior iterativa”[1]. Durante este mismo periodo es importante mencionar el notorio incremento de tomografías anuales durante el mismo. Entre 1990 y 1999, por ejemplo, aumentaron las TAC realizadas en un 5%[2] mientras que en en la última década en Estados Unidos, se tomaron cerca de 80 millones de TAC en el año 2015[3]. En estos dos estudios mencionados también analizamos los datos sobre las zonas anatómicas que más se escanean bajo este método. En el primero, del año 2000, encontramos que el 33,7% de las tomografías son de la cabeza , 26,1% del abdomen, 20.7% de la cadera, 9.0% del pecho, 4.9% de la cara y el cuello 4.0% de la columna, 0.9% de las extremidades y el 0.7% de otras zonas anatómicas[4]. En otro estudio longitudinal de 2014, se encontró que cerca del 50% de los TAC se realiza en la zona abdominal, seguido por el 16% en el pecho y el 14% en cabeza[5]. También en un estudio realizado durante todo el años 2018 se encontró que cerca del 34% de las tomografías fueron de cabeza, 32% de pecho y 26% de la zona abdominal[6]. Finalmente, en un estudio realizado por el NHS del Reino Unido, se muestra que el número de TAC realizados en la cabeza por cada 100 mil habitantes, se ha reducido drásticamente, por varias causas: preocupación por radiaciones innecesarias, más auditorías por parte del gobierno, reducción del beneficio económico y las plataformas electrónicas integradas[7].

[1] Willemink (2018) The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence.
[2] Metter (2000). CT Scanning: patterns of use and dose
[3] Willenmink (2018). Obra citada
[4] Metter (2000).Obra citada
[5] Hess et al. (2014). Trends in Computed Tomography Utilization Rates.
[6] Atli et al. (2021)Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations.
[7] Seifi et al. (2022) Trends in Inpatient Utilization of Head Computerized Tomography Scans in the US.

Fig. 1 - Trends in Inpatient Utilization of Head Computerized Tomography Scans in the US. Seifi et al. 2022



Este descenso observado en la figura 1, podría relacionarse con la realización de estudios sobre las radiaciones nocivas emitidas por los TAC. Asimismo, principios de los 70, cuando recién se desarrolló la tecnología, se utilizaban métodos mucho menos eficientes en el uso de algoritmos y esto fue evolucionando hacia tomas más específicas y eficientes en términos de radiación. Sabemos, por ejemplo, que la utilización de exámenes radiológicos es la principal fuente de radiación creada por nosotros y se estima que a pesar de que las TAC en 1989 eran tan solo el 2% de los exámenes radiológicos, generaban el 20% de la dosis acumulativa de radiación. Para 1995, ya eran cerca del 4% de los exámenes y alcanzaban el 40% del total de radiación acumulada[8]. En estudios sistemáticos se ha encontrado que esa cifra puede ser aún mayor, llegando a ser del 70%, según el Servicio de Salud de Inglaterra y del 75% en EEUU, según National on Radiation Protection (NRCP)[9].

Afortunadamente, la mejora y la innovación en estos sistemas de tomografía, ha hecho que las dosis de cada toma se reduzca significativamente, pero el uso de las TAC sigue en aumento, siendo el examen más común en imágenes diagnósticas. En el Reino Unido, por ejemplo, las tomografías aumentaron de 1 millón en 1997, a 4 millones en el año 2011, resultando en el crecimiento per capita de radiación de 0.3 mSv a 0.4 mSv en los últimos 25 años[10].

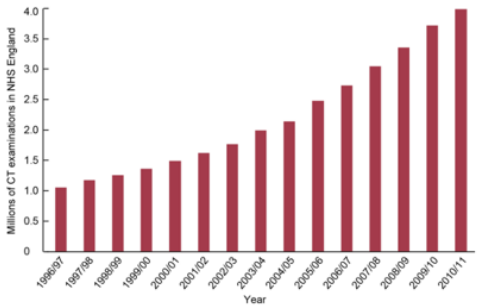


Fig 2. PHE (2020) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK.

Desde ese momento hasta hoy, se han desarrollado un sinfín de algoritmos que permiten hacer tomas incluso con micro dosis de radiación para evitar daños colaterales. Esto ha permitido a los pacientes obtener resultados mucho más cercanos a la morfología previa a la enfermedad y llevar vidas más plenas. Dichas innovaciones no podrían tener lugar, sin el desarrollo de las tecnologías de imágenes diagnósticas tridimensionales precisas y confiables que permiten la reconstrucción fiel a la morfología del hueso (Rowe L.D., Miller E., Brandt-Zawadzki M., 1981).

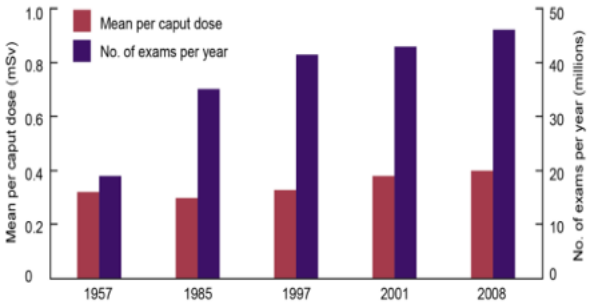


Fig 3. PHE (2020) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK.

En particular, los procedimientos orientados a reconstruir la morfología del paciente de trauma craneomaxilofacial y su alta exigencia, han hecho que se desarrollen procesos avanzados de reconstrucción a partir de la tomografía axial computarizada.

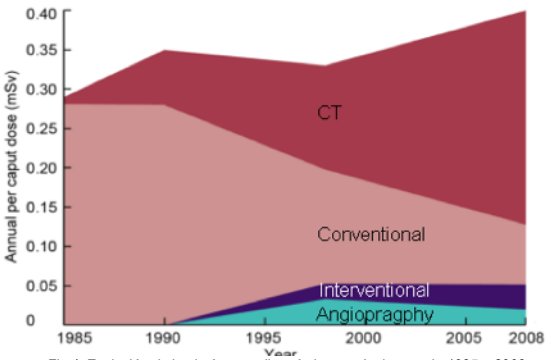


Fig 4. Evolución de las imágenes diagnósticas en Inglaterra de 1985 a 2008

Sin embargo, la tomografía axial computarizada (TAC) sigue siendo un proceso en el que se presentan demoras, repeticiones o rechazos en los procedimientos, ya que se no se gestionan adecuadamente desde la parte clínica y técnica. En primer lugar, un gran número de imágenes diagnósticas son enviadas en formatos no compatibles y legibles para la reconstrucción tridimensional, es decir, archivos DICOM[11]. Debido a esto, el proceso de reconstrucción no se puede iniciar, ya que muchas veces el operario no sabe cómo exportar dichos archivos.

[8] CT Scanning: patterns of use and dose. Metter. 2000
[9] CT diagnostic reference levels for adult brain, chest and abdominal examination. Garba, et al. 2020

[10] PHE (2020) Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK.
[11] DICOM Standards. https://www.dicomstandard.org

Por otra parte, muchas tomografías son tomadas con parámetros que vienen calibrados de fábrica en el hardware y no permiten obtener información precisa para la reconstrucción tridimensional de muchos de los huesos que tenemos en la zona maxilar, como el piso de órbita, el techo de órbita y el maxilar superior. Además, en los casos de trauma cráneo están partidos y distribuidos en la morfología y se requiere una toma que permita reconstruir piezas muy pequeñas. Por ejemplo, con frecuencia se toman TAC con distancias muy grandes entre cortes (más de 1 mm) para huesos que tienen 1 mm o menos de espesor. Estas distancias entre imágenes generan una imagen tridimensional con una resolución reducida, exceden el margen de error tolerable para la reconstrucción idónea de hueso, especialmente en los huesos antes mencionados (Wanga, J., Yea M., Liub, Z., Wang, C., 2009).

Finalmente, aunque con muy poca ocurrencia, se presentan deformaciones propias de la tecnología utilizada en la toma, debido a que no usan los algoritmos que corrigen la inclinación Gantry, que es la deformación helicoidal de los tomógrafos modernos.

Hallazgos

Dentro de la revisión de fuentes bibliográficas encontramos una serie de investigaciones desde 1981 hasta 2020, en las que se tratan temas relativos a la precisión de las TAC. A partir de estos estudios pudimos encontrar cuáles de estas variables son cruciales para mantener la precisión y la reconstrucción del hueso a partir de la toma. De las casi 30 variables que tiene cada toma de TAC, entre las que hay datos del tomógrafo, del paciente, del médico, del sistema de salud, encontramos las que pueden cambiar el resultado final: espesor de corte, altura de corta, potencia de la toma, resolución de la ventana, para nombrar los más importantes. De estas depende en gran medida la fidelidad y precisión de estas imágenes diagnósticas.

Una vez definidas en la literatura, se concluyó en las que las variables de estudio para el diseño de la herramienta son el espesor de corte, el espacio entre pixeles, la potencia del tomógrafo y ventana de pixeles.

Luego de esta conclusión, se analizaron las 49 tomografías de pacientes de trauma craneomaxilofacial que fueron obtenidas de la empresa Osteophoenix SAS durante el periodo comprendido entre 2013 y 2022 y fueron tabuladas y analizadas posteriormente.

Variables

Slice thickness y Pixel Size

Desde el estudio realizado por Rowe et al, en 1981, en el cual se utilizaron huesos de pacientes fallecidos para probar la precisión de las morfologías escaneadas en las imágenes, hay infinidad de investigaciones enfocadas en encontrar la precisión a través del espesor de corte o Slice Thickness. En este primer estudio, como en los demás, el objetivo fue experimentar con diferentes espesores de corte para encontrar diferencias en la reconstrucción realizada en la imagen diagnóstica y la morfología real del paciente. En estudios posteriores se han realizado centenares de estudios con huesos de pacientes fallecidos y la investigación sistemática sobre todos estos ha establecido varias conclusiones: 1) que condiciones no reales, en las que se pudieron escanear varias veces los huesos, la diferencia entre los puntos de referencia puede ser hasta de 0.5 mm; 2) que cada punto de referencia exhibía un patrón de error que contribuyó a la imprecisión de las mediciones; y 3) que se requieren más estudios para establecer dichos estándares[12].

Por otra parte, los estudios realizados en condiciones normales y con pacientes reales, se enfocaron en realizar tomas con distintas parámetros y variables al mismo tiempo, con el objetivo de establecer si había diferencias entre ellas. En estos estudios encontramos, además de la variable de distancia entre cortes, el análisis de diferentes métodos durante el proceso; desde la forma en que se adquiere la imagen en el tomógrafo hasta la utilización de algoritmos para la reconstrucción del hueso. Las conclusiones de estos estudios también arrojan resultados que requieren muchas más investigaciones, ya que no solo las tecnologías de adquisición han cambiado, sino que los algoritmos e inteligencia artificial están en constante desarrollo para mejorar estos procesos[13]. Finalmente, en un estudio más reciente, se ha logrado identificar con cierta certeza, que los parámetros de espesor de corte y el tamaño del pixel, inciden directamente sobre la desviación y deformación de las morfologías obtenidas en ella[14]. Asimismo, concluye que hay que

[12] Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. Lou et al. 2007

[13] Precision of cortical bone reconstruction based on 3D CT scans. Wang et al. 2009

[14] Impact of slice thickness, pixel size, and CT dose on the performance

realizar muchos más estudios con parámetros más pequeños, menores a 3 mm, para establecer estas diferencias con mayor exactitud.

Ángulo de la toma

Dentro de la bibliografía también encontramos que el tipo de tecnología, ya sea de Cone beam o tradicional, la posición del paciente influye drásticamente en la precisión de la reconstrucción. Para la toma específica de la zona craneomaxilofacial, Falk et al, 1995, concluyen que la posición en la que se hace la toma es esencial y puede cambiar el resultado obtenido en la reconstrucción. De igual forma, la revisión sistemática realizada por Wanga et tal, en 2009, de investigaciones realizadas en huesos de pacientes fallecidos, indica que hay diferencias en las reconstrucciones, dependiendo de la orientación del hueso en la toma. Finalmente, tanto en los sistemas tradicionales como en el de cone beam, se utiliza una corrección llamada Gantry, que es la desviación natural que se obtiene de la rotación del tomógrafo sobre la morfología del paciente. Esta corrección, aunque está estandarizada en cada tomógrafo, sigue siendo un método que puede mejorarse para obtener resultado más precisos. En los tomógrafos de las nuevas generaciones, que tendrán más sensores de área y menos sensores de matriz, es posible que estos algoritmos y métodos puedan hacer que las tomas sean más cortas y más precisas[15].

Potencia del tomógrafo

En la introducción de este trabajo se evidencia el aumento de las tomografías axiales computarizadas como método de diagnóstico, no solo de lesiones óseas, sino de toda clase de patologías cardiacas y de medicina interna. Este aumento ha hecho que los sistemas de TAC, hayan invertido tiempo y dinero en desarrollar mejores métodos para realizar estos estudios con el menor riesgo para el paciente. En la bibliografía revisada encontramos que la dosis de radiación de las TAC afecta la reconstrucción final del hueso, especialmente en las morfologías más pequeñas[16]. Asimismo, encontramos que la tendencia en el desarrollo de nuevos procesos y métodos para la reconstrucción, está altamente orientado a reducir la exposición de los pacientes, a través de dosis cada vez más pequeñas que son interpretadas por algoritmos complejos e incluso inteligencia artificial[17].

Deformación Gantry

El Gantry en un tomógrafo es el anillo exterior en el que se ubican los sensores para la toma. En sistemas convencionales es donde es introducido el paciente. En sistemas odontológicos es el anillo que se ubica alrededor de la cabeza del paciente. Cuando el tomógrafo comienza a funcionar, va moviéndose alrededor del paciente de manera helicoidal y esto genera una serie de datos que son recopilados por el software, pero que presentan una deformación por el ángulo que se forma durante dicho movimiento. A este fenómeno se le llama deformación Gantry. El hardware usa algoritmos que corrigen dicha deformación y que permiten "horizontalizar" los cortes de la imagen para que luego se puedan reconstruir en el software.

Análisis de Tomografías Axiales Computarizadas

Se recolectaron datos de los 50 TAC de la zona craneomaxilofacial. Una de ellas no tenía los datos interoperables, ni técnicos, así que se usaron solamente 49 registros. Los datos extraídos fueron: Character Type, Manufacturer, Protocol Name, Slice Thickness, Pixel Space, Power in KVP, Rows y Columns.

Una vez analizados los datos, se encontró que los rangos de los datos en las variables analizadas, están orientados por la gran cantidad de tomógrafos Toshiba. Uno de cada dos TAC que tomadas, se hacen con un tomógrafo Toshiba.

En la tabla se muestran las variables seleccionadas en el archivo DICOM.

- Las tomografías son de manera prevalente de tomógrafos Toshiba, lo que hace que el estudio tenga cierta tendencia a favorecer los datos de estas tomografías dentro del universo de datos
- La mitad de los registros tiene ISO definido, es decir, estándares que vienen desde el fabricante y que deben utilizar para mantener la calidad de las tomografías.
- Existen varios tipos de protocolos, pero estos muchas veces no tienen cambios significativos con protocolos de otras zonas anatómicas.

of automatic contouring algorithms. Huang et al. 2021

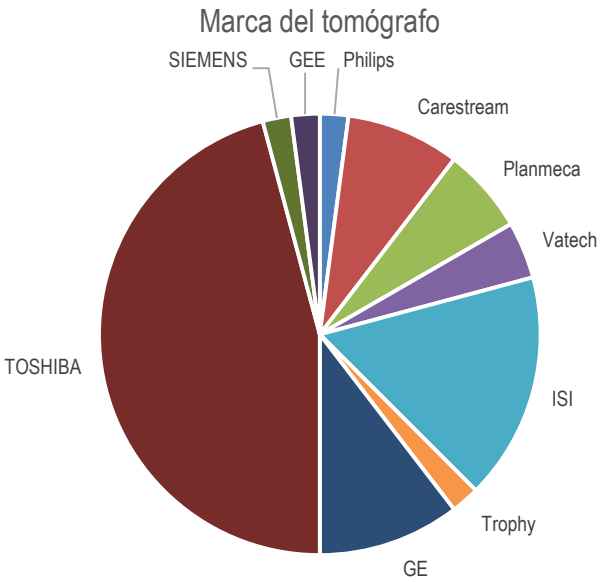
[15] Search for Isotropic Resolution in CT from conventional to multiple through MultipleRow Detector. Mahesh. 2002

[16] Impact of slice thickness, pixel size, and CT dose on the performance of automatic contouring algorithms. Huang et al. 2021

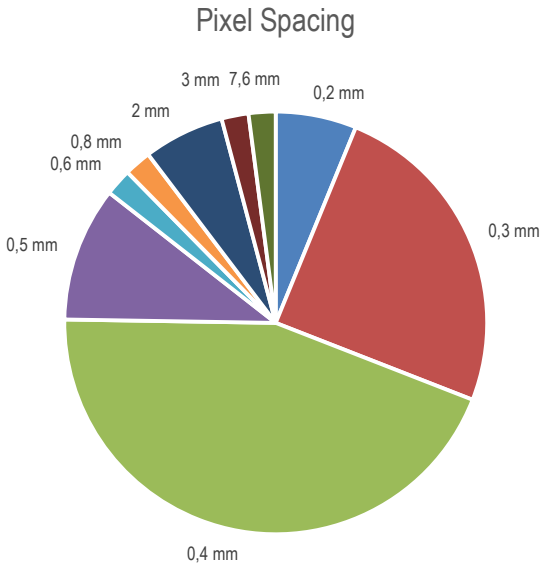
[17] The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. Willemink. 2018

Character Type ISO	Manufacturer Marca	Protocol Nombre	SliceThickness Milímetros	Pixel Space Milímetros	Potencia KVP	Rows Pixel	Columns Pixel
	Philips	ORBITAS	1	0,3	120	512	512
ISO_IR 192	Carestream	NS	0,2	2,0	60	374	471
ISO_IR 100	Planmeca	NS	0,2	0,2	90	501	501
ISO_IR 192	Carestream	NS	0,2	2,0	64	373	471
ISO_IR 100	Planmeca	NS	0,2	0,2	90	401	401
ISO_IR 192	Carestream	NS	0,1	7,6	71	711	711
ISO_IR 100	Planmeca	NS	0,4	0,4	90	501	501
ISO_IR 192	Carestream	NS	0,2	2,0	64	371	469
N/A	Vatech	NS	0,3	0,3	90	264	264
ISO_IR 100	ISI	NS	0,4	0,4	120	400	400
ISO_IR 192	Trophy	NS	0,3	3,0	90	360	495
ISO_IR 100	GE	ANGIO	0,7	0,5	120	512	512
382	TOSHIBA	OIDOS	1	0,4	120	512	512
N/A	TOSHIBA	OIDOS	1	0,4	120	512	512
N/A	TOSHIBA	OIDOS	1	0,3	120	512	512
382	TOSHIBA	OIDOS	1	0,4	120	512	512
384	TOSHIBA	OIDOS	1	0,4	120	512	512
362	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,3	120	512	512
382	TOSHIBA	CARA	1	0,3	120	512	512
362	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,3	120	512	512
384	TOSHIBA	OIDOS	1	0,4	120	512	512
362	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,3	120	680	680
384	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,5	120	512	512
384	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,4	120	512	512
384	TOSHIBA	CEREBRAL	1	0,4	120	512	512
466	TOSHIBA	ANGIO	0,5	0,4	120	512	512
600	GE	CEREBRAL	1,2	0,4	120	512	512
384	TOSHIBA	COLUMNA	2	0,3	120	512	512
ISO_IR 100	GE	CRANEO	0,4	0,5	120	512	512
404	TOSHIBA	ANGIO	1	0,4	120	512	512
ISO_IR 100	GE	CRANEO	0,4	0,4	120	512	512
ISO_IR 100	SIEMENS	SILLA TURCA	1	0,5	130	512	512
ISO_IR 100	GE	CARA	2	0,3	120	512	512
426	GEE	HEAD	1	0,4	120	512	512
ISO_IR 100	ISI	NS	0,4	0,4	120	400	400
ISO_IR 100	TOSHIBA	PARANASALES	0,5	0,4	100	512	512
ISO_IR 100	TOSHIBA	CEREBRAL	0,4	0,8	100	512	512
ISO_IR 100	ISI	PORTRAIT	0,3	0,3	120	768	768
ISO_IR 100	ISI	PORTRAIT	0,4	0,4	120	538	538
ISO_IR 100	TOSHIBA	PARANASALES	0,7	0,6	100	358	358
ISO_IR 100	ISI	CARA	0,5	0,5	120	403	403
ISO_IR 100	TOSHIBA	HEAD	1	0,3	120	512	512
ISO_IR 100	ISI	NS	0,4	0,4	120	400	400
ISO_IR 100	ISI	NS	0,4	0,4	120	400	400
N/A	TOSHIBA	CARA	0,5	0,4	120	512	512
ISO_IR 100	ISI	NS	0,3	0,3	120	558	533
N/A	VATECH	HEAD	0,2	0,2	90	550	550
N/A	TOSHIBA	CARA	0,5	0,4	100	512	512

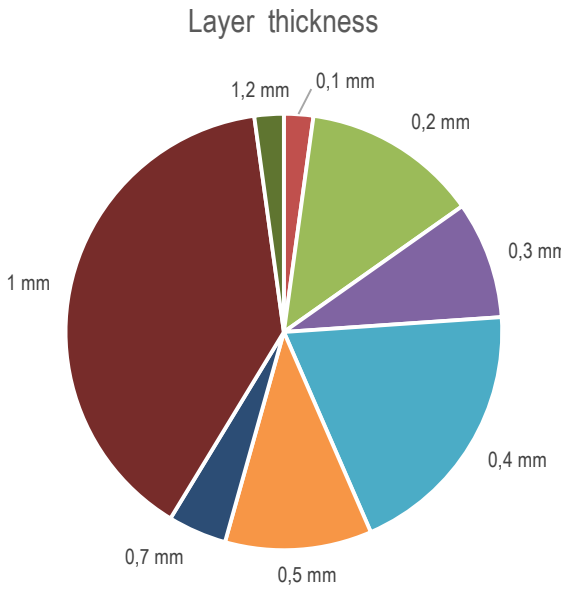
Marca. *Esta variable nos permite inferir que existen patrones y parámetros establecidos por cada fabricante para los pacientes del área craneal, como lo demuestran los datos coincidentes entre marca y las otras variables.*



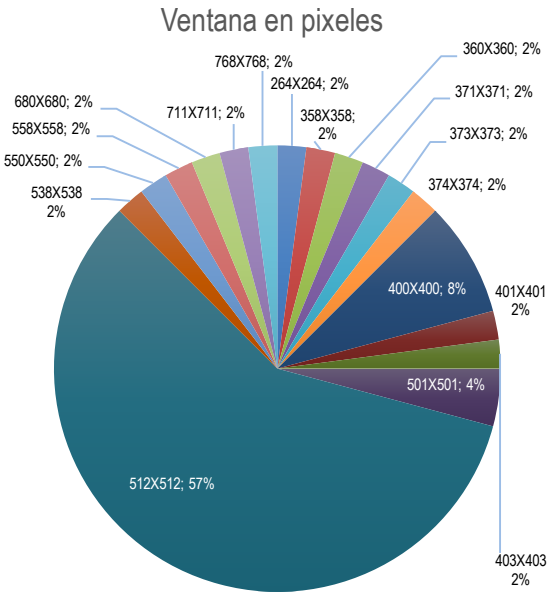
Pixel Spacing. *El más común fue el de 0,4 mm (44%), seguido por 0,3 mm (25%) y 0,5 mm (10%). El rango de datos general está entre los 0,2 mm y 3 mm. Uno de los datos presenta un valor anormal para una toma de TAC, así que fue descartado para el análisis.*



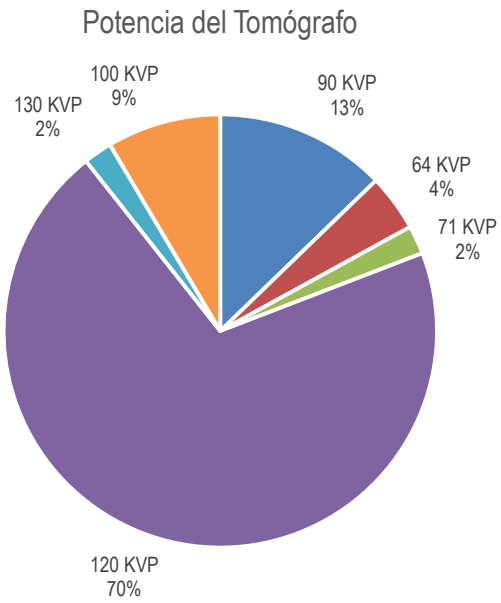
Layer thickness. *El rango de datos bastante aceptable para la literatura, que va desde los 0.1mm a los 2 mm, siendo 1 mm el espesor más común, con un 37%, seguido de 0,4 mm con el 18%, 0,2 mm con un 13% y finalmente 0,3 con un 10%.*



Ventana en pixeles. *Está bastante estandarizado, (57%) que la ventana sea de 515X512 pixeles. Esto nos muestra que la mayoría de las tomas se hace por defecto sin importar la zona anatómica que se haya definido –si es que se definió-.*



Potencia. *En esta variable también se observa una gran tendencia a una irradiación bastante grande para el 57% de las tomas. Este dato podría indicar que así como en las otras variables, no se hacen muchos cambios según la zona anatómica que se quiere escanear.*



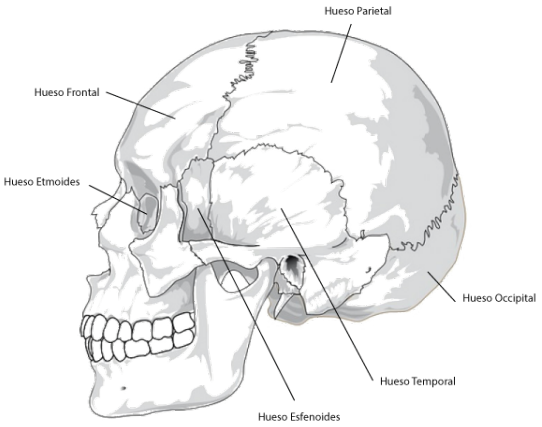
Consideraciones anatómicas

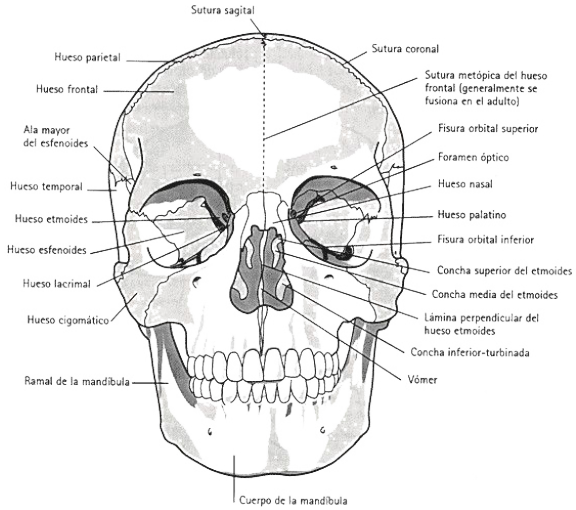
Además del análisis sobre las tomografías axiales computarizadas, es necesario describir de manera particular la zona craneomaxilofacial que nos atañe en este estudio.

D1	Cortical
D2	Cortical porosa
D3	Cortical porosa (delgada)
D4	Trabéculas finas

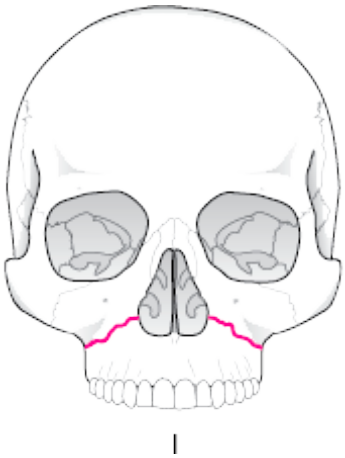
Misch describe 4 tipos de hueso[18] de acuerdo a sus características radiológicas y se han catalogado 4 zonas anatómicas para el diseño de la herramienta de acuerdo a los traumas que se presentan:

Zona del Cráneo
La zona del cráneo está compuesta por los huesos frontal, parietal, occipital, temporal y deltoides, que son estructuras óseas densos y fuertes que cubren principalmente el cerebro.



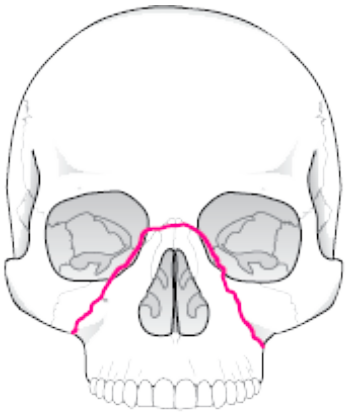


Zona Mandibular
Compuesta el hueso de la mandíbula que es un hueso cortical poroso y cortical poroso delgado.



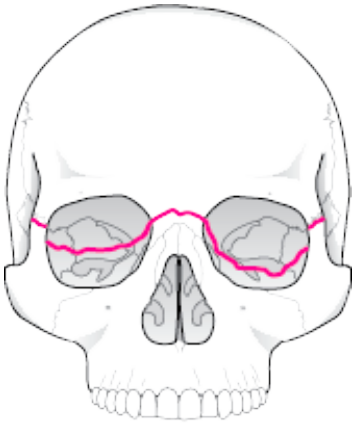
Zona Maxilar Superior
Compuesta por huesos corticales porosos, porosos delgados y trabéculas finas, como el malar, las estructuras de la nariz y senos paranasales.

[18] Misch C. Bone Classification, training keys to implant succcess. Dent Today. 1989;8:39–44.



II

Zona Orbital
Compuesta únicamente por trabéculas finas, como lo son el piso de órbita, el techo de órbita, la parte superior del malar y el hueso etmoides.



III

Finalmente, cuando las fracturas involucren varias de estas zonas, se podrán seleccionar para que el operario pueda hacer la toma del área requerida.

Problemática

Los procedimientos destinados a la reconstrucción craneomaxilofacial requieren un alto grado de precisión, lo que ha impulsado el desarrollo de técnicas avanzadas de reconstrucción basadas en tomografía axial computarizada (TAC). Sin embargo, se ha observado en la práctica que la TAC puede ser fuente de retrasos, repeticiones o rechazos en los procedimientos debido a una gestión inadecuada desde el punto de vista clínico y técnico. Desde la parte clínica, la prescripción puede ser ambigua o poco clara, especialmente en especificar la necesidad del médico tratante. Esto es, cuando se requiere una TAC para diagnóstico, para impresión 3d, para planeación quirúrgica o para diseño de un implante de osteosíntesis a mediad. Para estos últimos dos procedimientos, la tomografía que se necesita tiene unos estándares más altos y la necesidad de entregar todos y cada uno de los archivos DICOM[19] de la serie tomada.

De otra parte, es frecuente es que las imágenes diagnósticas se entregan en formatos incompatibles para la reconstrucción tridimensional, como lo son archivos .VOL, PACS, que son ampliamente usados en la industria para comprimir las imágenes DICOM, ya que generalmente estos estudios tienen centenares de imágenes de los cortes tomados que ocupan gran cantidad de espacio y los operarios de los tomógrafos no poseen la información necesaria para exportar los estudios para hacer reconstrucciones, solo visualizaciones.

Más aún, encontramos que en general las tomografías se realizan utilizando parámetros predefinidos en el hardware que son parametrizadas por las empresas que venden los tomógrafos, es decir, que sin importar la patología, la zona anatómica, y la morfología del hueso, los parámetros son los mismos. Para obtener resultados satisfactorios, es importante hacer ajustes técnicos en las variables antes mencionadas. En ese mismo sentido, es muy importante que tanto la potencia, como la ventana, sean lo más ajustadas posible, para evitar que los pacientes sufran irradiaciones innecesarias.

Finalmente, aunque menos frecuente, a veces se presentan deformaciones debido a la deformación Gantry. Para corregir dicha deformación los tomógrafos tienen varios métodos para su cálculo y la mayoría de ellos tienen sistemas automatizados para realizar la captura de imágenes y corregirla, pero en contadas ocasiones, pueden llegar las series de archivos DICOM, sin este proceso de ajuste.

[19] DICOM. Imaging Integration (https://www.hl7.org/Special/committees/imagemgt/overview.cfm).

Propuesta

Gracias al avance de todas estas tecnologías de imágenes diagnósticas, de diseño y de fabricación, el flujo de información técnica ha aumentado considerablemente y los procesos de comunicación entre entidades, profesionales y paciente, se han hecho más complejos y repletos de información. Paralelamente, los desarrollos de las TIC abren un universo de posibilidades para administrar, almacenar, gestionar y comunicar toda la información involucrada en estos procesos. La propuesta es, entonces, integrar tanto la información demográfica, como la información específica del examen, en una herramienta que logre recoger y transmitir las características y requerimientos, para así facilitar la comunicación entre los actores del proceso y reducir los errores que se puedan presentar en esta etapa.

Por otro lado, y en respuesta a la creciente tendencia en el uso de la planificación quirúrgica personalizada y los implantes a medida en el tratamiento reconstructivo de pacientes con traumatismos craneomaxilofaciales, este proyecto aspira a mejorar la eficiencia y eficacia de la adquisición y transmisión de tomografías axiales computarizadas.

La incorporación de esta herramienta garantizaría una mayor precisión en los tratamientos, al evitar la necesidad de repetir la toma de TAC, reducir los retrasos en la transmisión de datos y minimizar los errores en el proceso de impresión. El resultado sería una representación más precisa de la morfología del paciente y un diseño de implantes más exacto, mejorando significativamente los resultados clínicos y la experiencia del paciente.

Además, la herramienta permitiría proteger al paciente de que sea irradiado innecesariamente, ya sea por evitar una segunda toma, por ajusta de manera eficiente el nivel de radiación del tomógrafo o por la cantidad estrictamente necesaria de cortes al definir el área anatómica de interés. Todo esto redundaría en el beneficio del paciente.

Requerimientos

Los requerimientos son aquellos aspectos que debe cumplir a cabalidad la herramienta para ordenar de manera sencilla y eficiente un TAC para un paciente de trauma craneomaxilofacial, son: recopilar datos demográficos y técnicos, determinar las zonas anatómicas específicas y transmitir la información al siguiente actor del sistema.

Recopilar Datos

La herramienta debe ser capaz de recopilar los datos necesarios para hacer la toma de manera eficiente, es decir, debe permitir que el profesional que ordena el examen

Datos demográficos

El estado de la prescripción de TAC hoy en día es absolutamente análogo, es decir, que se realiza una orden escrita con el nombre, edad, sexo, lugar de residencia, tipo de afiliación, médico que remite, entre otras. En este sentido, la herramienta debe permitir el ingreso de los mismos datos por parte del especialista. A partir de los datos de los archivos DICOM, se ha identificado que dichos datos son:

Datos técnicos
Luego del análisis realizado en la literatura, encontramos las variables más importantes a la hora de tomar un TAC. Estas variables, espesor de corte, espacio entre pixeles, potencia del tomógrafo y ventana de escaneo, serán definidas a partir de las características de densidad y espesor del hueso. Como explicamos en la revisión bibliográfica, el espesor y la densidad de los huesos es clave para establecer los criterios técnicos de las tomas y hacer un uso racional de la tecnología.

Definir las zonas anatómicas

La herramienta debe permitir al especialista definir la zona o zonas anatómicas que requiere para la imagen diagnóstica. Para esto se definieron anteriormente las zonas a partir de los estudios de Misch.

Zona del Cráneo
La zona del cráneo está compuesta por los huesos frontal, parietal, occipital, temporal y deltoides, que son estructuras óseas densos y fuertes que cubren principalmente el cerebro. Para la herramienta podrá escogerse la parte izquierda, derecha, anterior y posterior.

Zona Mandibular
Compuesta el hueso de la mandíbula que es un hueso cortical poroso y cortical poroso delgado. Puede escogerse la zona completa, la izquierda, derecha, la rama y la zona anterior

Zona Maxilar Superior
Compuesta por huesos corticales porosos, porosos delgados y trabéculas finas, como el malar, las

estructuras de la nariz y senos paranasales. Puede escogerse toda la zona, el malar izquierdo o el malar derecho.

Zona Orbital
Compuesta únicamente por trabéculas finas, como lo son el piso de órbita, el techo de órbita, la parte superior del malar y el hueso etmoides. Puede escogerse toda la zona, la zona izquierda o la zona derecha.

Transmitir la información

Una vez captados los datos del caso, la herramienta deberá emitir un archivo HL7 y un archivo PDF que será enviado a la historia clínica electrónica y a la institución que realiza los estudios tomográficos. Esto permitirá que se incluya la información necesaria para la parte administrativa (autorizaciones, programación, copagos, etc.), y para el operario que hará la toma de las imágenes diagnósticas.

Parámetros

Los parámetros son aquellos aspectos de la herramienta que, aunque no son requisitos sin los cuales la herramienta no tendría validez, sí están orientados a mejorar la experiencia, la eficiencia, la interoperabilidad y la robustez del desarrollo de software.

Portabilidad
La herramienta debe estar diseñada para sistemas operativos de computadores, celulares y tablets, para permitir que más actores del sistema puedan abrir, editar y consultar los casos de los pacientes.

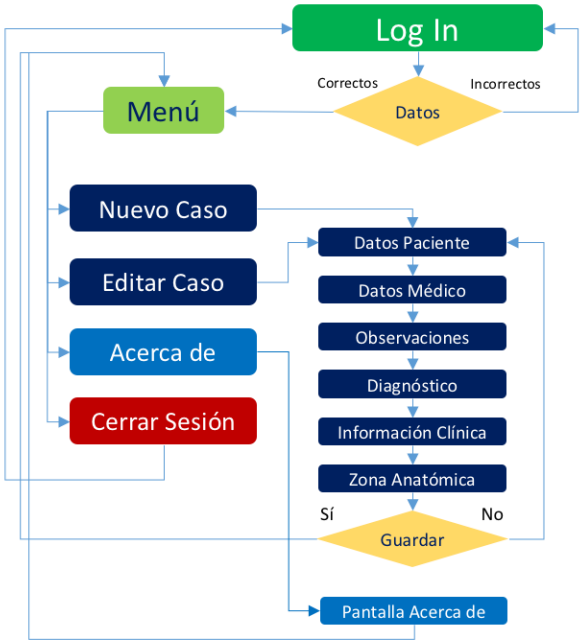
Interfaz eficiente e intuitiva
Para que la experiencia del usuario sea satisfactoria y eficiente, los menús deben tener una estructura sencilla y clara, únicamente con la información estrictamente necesaria para completar el proceso. La información sobre la lesión del trauma debe mostrarse en una interfaz gráfica en 3d para que el usuario pueda seleccionar la o las zonas de manera intuitiva.

Interoperabilidad
Todos los datos recopilados por la herramienta, deben ser consignados, transmitidos y almacenados en un documento compatible con HL7, donde se puedan ver los datos demográficos, administrativos, técnicos para realizar la toma de TAC.

Diseño de la herramienta

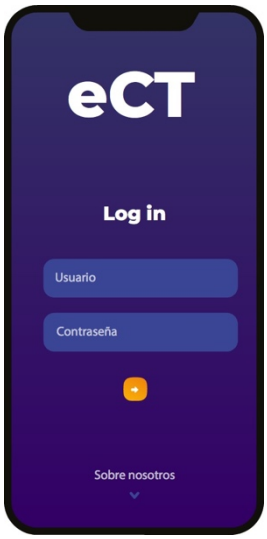
Estructura e Interfaz

La estructura principal de la herramienta se compone de una serie de pantallas en las que el especialista llenará la información demográfica y clínica, a través de interfaces gráficas avanzadas y fáciles de entender.



Log in
En el inicio se solicitarán los datos de registro del médico tratante

Menú
En esta pantalla inicial se podrán crear casos nuevos, editarlos y salir de la aplicación



Nuevo caso
Para realizar un nuevo caso se solicitará información

Información del paciente

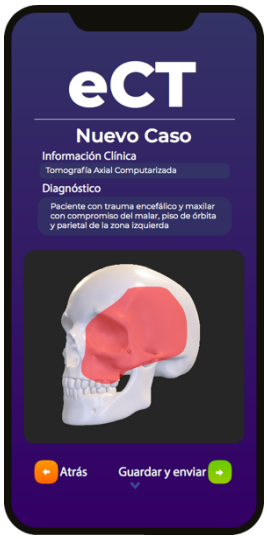
Nombres y apellidos	Edad
Sexo	Tipo de documento
Número de documento	Lugar de residencia
Prestador de salud	Tipo de afiliación

Información del médico tratante

Nombre del médico	Institución que remite
Fecha de la remisión	Ciudad de la remisión

Observaciones
Información relevante para el caso.

Información Clínica
Se registra la información clínica relevante, como los huesos involucrados, el tipo de fractura y la zona anatómica que se desea escanear y luego presiona aceptar y salir.



Diagnóstico
Se registra la información relevante de la patología, como la cantidad de fracturas, fisuras, entre otras.

Zonas Anatómicas
Una vez llega al menú de las zonas anatómicas, el especialista escogerá mediante clics las zonas que quiere escanear en el esquema del cráneo y luego presiona el botón de aceptar o de corregir. Los parámetros se harán a partir de la siguiente tabla

Zona Anatómica	Espesor de corte mm	Espacio de pixel mm	Potencia KVP
Craneo completo	2	1	80
Maxilar superior completo	0,5	0,5	90
Maxilar inferior completo	1	1	80
Parietal completo	2	1	80
Occipital completo	2	1	80
Parietal y Temporal derecho	2	1	80
Parietal y Temporal izquierdo	2	1	80
Órbitas completas	0,1	0,2	120
Parietal derecho	2	1	80
Parietal izquierdo	2	1	80
Frontal completo	2	1	80
Maxilar superior izquierdo	0,5	0,5	90
Maxilar superior derecho	0,5	0,5	90
Maxilar inferior derecho	1	1	80
Maxilar inferior izquierdo	1	1	80
Maxilar inferior rama	1	1	80
Maxilar inferor anterior	1	1	80
Órbita derecha	0,1	0,2	120
Órbita izquierda	0,1	0,2	120

Backend

Para que el especialista no tenga que preocuparse por los aspectos técnicos de las imágenes que quiere sacar, la herramienta definirá los parámetros con los que se debe tomar el TAC, es decir, que según la zona anatómica que escoja, la herramienta automáticamente definirá los parámetros técnicos para entregar al operario del tomógrafo.
Los parámetros estandarizados para la toma de TAC se definieron según las características del hueso en la la clasificación de Misch[20], según se pueden ver en la gráfica siguiente:

Output
Una vez aceptado todo, la herramienta exportará una orden detallada en PDF con las imágenes del área anatómica, los datos demográficos y las observaciones del especialista, y un documento en HL7 que permita adicionarse a la historia clínica electrónica.

Log out
En cualquier momento de la navegación, se puede cerrar la sesión para proteger la información allí depositada.

[20] Misch (1989) Bone Classification, training keys to implant succcess. Dent Today. 8:39–44.

BIBLIOGRAFÍA

- Alalwan, et al (2021) Efficient 3D Deep Learning Model for Medical Image Semantic Segmentation.
- Atli et al. (2021)Radiation doses from head, neck, chest and abdominal CT examinations.
- Brüllmann (2014) Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today?
- Cai, et al. (2015) The residual STL volume as a metric to evaluate accuracy and reproducibility of anatomic models for 3D printing: application in the validation of 3D-printable models of maxillofacial bone from reduced radiation dose CT images.
- Davis, et al. (2020) Quantitative Performance: Characterization of Radiation Dose for the Carestream CS9600 - Cone-Beam Computed Tomography Machine.
- De Vos, et al. (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature.
- Falk, et al. (1995) CT data acquisition as a basis for modern diagnosis and therapy in maxillofacial surgery CT.
- Garba (2020) CT diagnostic reference levels for adult brain, chest and abdominal examination.
- Haas (2018) Precision of cone beam CT to assess periodontal bone defects: A systematic review and meta-analysis.
- Hess (2014) Trends in Computed Tomography Utilization Rates.
- HL7 International. (2016) Imaging Integration.
- Hoeffner, et al. (2014) Development of a protocol for coronal reconstruction of the maxillofacial region from axial helical CT data.
- Lee, et al. (1981) Computed tomography in maxillofacial trauma.
- Lou, et al. (2007) Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review.
- Loubele, et al (2009). Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning.
- Mahesh (2002) Search for Isotropic Resolution in CT from conventional to multiple through MultipleRow Detector.
- Mercuray, et al. (2014) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology.
- Metter (2000) CT Scanning: patterns of use and dose.
- Misch (1989) Bone Classification, training keys to implant succcess. Dent Today. 8:39–44.
- PHE (2020) Doses from Computed Tomography (CT)
- Rubens Spin-Neto, et al. (2011) Exploring CBCT-Based DICOM Files. A Systematic Review on the Properties of Images Used to Evaluate Maxillofacial Bone Grafts.
- Scarfe, et al. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation.
- Schallig, et al. (2019) Precision of determining bone pose and marker position in the foot and lower leg from computed tomography scans: How low can we go in radiation dose?
- Segal, Hansen. (2021) Medical images, social media and consent.
- Seifi (2022) Trends in Inpatient Utilization of Head Computerized Tomography Scans in the US.
- Szczykutowicz, et al. (2015) A Team Approach for CT Protocol Optimization.
- Szczykutomicz 2016) CT protocol management: simplifying the process by using a master protocol concept.
- Willemink (2018) The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence.
- Ye, et al. (2014). Integration accuracy of laser-scanned dental models into maxillofacial cone beam computed tomography images of different voxel sizes with different segmentation threshold settings.