



UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA

**SUPERPOSICIÓN DE MODELOS 3D DE TCHC: METODOLOGÍA Y USO EN
ODONTOLOGÍA. REVISIÓN NARRATIVA**

*Superimposition of 3D CBCT Models: Methodology and Use in Dentistry. Narrative
Review*

Memoria presentada a la Escuela de Odontología de la Universidad de Talca
como parte de los requisitos científicos exigidos para la obtención del título
de Cirujano Dentista.

ESTUDIANTE: PABLO DAVID VEJAR SALMERÓN
PROFESOR GUÍA: DR. ALEJANDRO HIDALGO RIVAS
PROFESOR CO-GUÍA: DR. JUAN SCHILLING LARA
PROFESOR INFORMANTE: DR. CÉSAR CELIS CONTRERAS

TALCA - CHILE

2020

CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su unidad de procesos técnicos certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



Talca, 2021

INFORMACIONES CIENTÍFICAS DEL PROFESOR GUÍA

Nombre
ALEJANDRO HIDALGO RIVAS
ORCID
https://orcid.org/0000-0001-9341-9529
Google Scholar
https://scholar.google.cl/citations?hl=es&user=7u6sjagAAAAJ
Correo electrónico
ahidalgo@utalca.cl

AGRADECIMIENTOS

Agradezco enormemente a mi familia, los cuales han sido un pilar fundamental a lo largo de mi vida. Principalmente a mis padres quienes se han desvivido por darme oportunidades mayores a las que ellos mismos pudieron tener.

Agradezco a mis amigos y amigas por los buenos momentos juntos. A quienes pasaron y a quienes se mantienen, porque han sido esos momentos un descanso a lo largo de una accidentada carrera (más de lo que me hubiese gustado).

Agradezco a las personas que se detuvieron a enseñarme con dedicación y sin esperar que supiera algo de lo que nadie me había hablado (son ellas y ellos a quienes considero mis docentes). Al doctor Alejandro Hidalgo Rivas el cual me ayudó en un momento difícil al final de la carrera, trabajando con paciencia y esmero para la redacción de este documento.

“All animals are equal but some animals are more equal than others”

George Orwell

ÍNDICE

1.	RESUMEN.....	2
1.1.	Palabras clave	2
2.	ABSTRACT	3
2.1.	Keywords.....	3
3.	INTRODUCCIÓN	4
4.	SUPERPOSICIÓN DE MODELOS 3D DE TCHC	6
4.1.	Toma de TCHC	6
4.1.1	Equipos de TCHC	6
4.1.2	Campo de visión	7
4.1.3	Tamaño del vóxel.....	8
4.1.4	Kilovoltaje y miliamperaje.....	8
4.2.	Procesamiento de imágenes tomográficas.....	9
4.2.1	Representación de volumen	10
4.2.2	Segmentación de muestras	11
4.2.3	Conversión del archivo DICOM.....	12
4.3.	Corrección de posición de modelos 3D.....	12
4.4.	Superposición de modelos 3D de TCHC	13
4.4.1	Zona anatómica de referencia para el registro espacial	14
4.4.2	Método de superposición de modelos 3D de TCHC	15
4.4.3	Cuantificación de diferencias entre los modelos 3D.....	16
5.	APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA DE LA SUPERPOSICIÓN DE MODELOS 3D DE TCHC	17
6.	CONSIDERACIONES FINALES	19
7.	ASPECTOS BIOÉTICOS.....	20
8.	REFERENCIAS.....	21

1. RESUMEN

La evaluación de los cambios morfológicos a través de exámenes imagenológicos es necesaria para la práctica odontológica, como por ejemplo, para analizar la resolución de alguna patología posterior a una intervención. Esta evaluación puede hacerse tanto con exámenes imagenológicos en dos dimensiones (2D) como con exámenes tridimensionales (3D). La evaluación de los cambios morfológicos a través de técnicas radiográficas convencionales en 2D depende de la experiencia de quien hace la interpretación de los exámenes imagenológicos. La superposición de modelos 3D de tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) es una técnica que consiste en comparar a través de softwares dos modelos 3D de un mismo paciente antes y después de un evento determinado. Con esta técnica es posible medir de manera cuantitativa las variaciones morfológicas, ya sea de manera lineal, como volumétrica a través de sustracción. Aunque existen múltiples reportes del uso de la superposición de modelos 3D de TCHC, no se encontraron artículos que compendien la metodología para llevar a cabo esta técnica. El objetivo de la presente revisión es recuperar la evidencia actual sobre la metodología y uso en odontología de la superposición de modelos 3D de TCHC. Con la información obtenida a través de esta revisión, la superposición de modelos 3D de TCHC muestra ser precisa y reproducible en diferentes áreas de la odontología pero, se sugiere realizar un estudio para determinar un método estandarizado para hacerla y donde se compare la superposición de modelos 3D de TCHC con el *gold standard* disponible.

1.1. Palabras clave

Tomografía Computarizada de Haz Cónico, Técnica de Sustracción, Imagen Tridimensional Asistida por Computador.

2. ABSTRACT

The evaluation of morphological changes through imaging tests is necessary for dental practice, for example, to analyze the resolution of any pathology after an intervention. This evaluation can be performed with both two-dimensional (2D) imaging exams and three-dimensional (3D) exams. The evaluation of morphological changes through conventional 2D radiographic techniques depends on the experience of the person interpreting the imaging tests. The superimposition of 3D models of cone-beam computed tomography (CBCT) is a technique that consists of comparing through software two 3D models of the same patient before and after a specific event. With this technique it is possible to quantitatively measure morphological variations, either linearly or volumetrically through subtraction. Although there are multiple reports of the use of superimposition 3D CBCT models, no articles were found that summarize the methodology to do it. The objective of this review is to recover the current evidence on the methodology and use in dentistry of the superimposition of 3D CBCT models. With the information obtained through this review, the superimposition of 3D CBCT models shows to be accurate and reproducible in different areas of dentistry, but a study is suggested to determine a standardized method to do it and where the superimposition of 3D CBCT models with the available gold standard.

2.1. Keywords

Cone-Beam Computed Tomography, Substraction Technique, Computer-Assisted Three-Dimensional Imaging.

3. INTRODUCCIÓN

La evaluación de los cambios morfológicos a través de exámenes imagenológicos es necesaria para la práctica odontológica, por ejemplo, para analizar la resolución de alguna patología posterior a una intervención (1), o para controlar la evolución de una cirugía correctiva (2).

Al evaluar los cambios morfológicos de tejidos blandos, la resonancia magnética es el examen de preferencia (3, 4). Por otro lado, para la evaluación de cambios morfológicos de tejidos duros, se dispone de una amplia gama de exámenes imagenológicos (3, 5).

La radiografía periapical se ha usado durante mucho tiempo para evaluar cambios morfológicos de tejido duro, como lo son los tejidos óseos a nivel del ápice, ya que presenta una alta calidad de imagen en relación a otras técnicas de radiografía en dos dimensiones (2D) (6).

La radiografía panorámica también es usada para evaluar cambios morfológicos de tejido duro. Por ejemplo, una clasificación de la osteoartritis de la articulación temporomandibular (ATM) usa criterios obtenidos de la radiografía panorámica en complemento de otros exámenes imagenológicos (7).

La evaluación de los cambios morfológicos a través de radiografía 2D corresponde a la comparación visual de dos radiografías en el tiempo, por lo que depende principalmente de la experiencia del clínico (7, 8).

Para superar la limitación de la evaluación de los cambios morfológicos a través de la radiografía 2D debido a la dependencia de la experiencia del clínico, se ha descrito la técnica de sustracción digital en radiografías 2D. Esta técnica permite evaluar cambios morfológicos de manera cuantitativa, a través de softwares (9). También se han descrito técnicas de superposición para otras imágenes 2D, como telerradiografías laterales (10). Sin embargo, existen limitaciones propias de la radiografía 2D (11). Una de las principales limitaciones es que son una proyección en 2D de un conjunto de estructuras anatómicas tridimensional, como lo es el macizo facial (12).

La tomografía computarizada de haz cónico (TCHC) es un tipo de examen imagenológico 3D usado para analizar cambios morfológicos en tejidos duros, como las superficies óseas (13-15). La capacidad de hacer una reconstrucción tridimensional (3D) o

modelo 3D compensa la limitación de las radiografías 2D (16). Esto ha permitido al clínico hacer un análisis detallado de las estructuras de interés. Además, ha permitido el desarrollo de la técnica de superposición de modelos 3D de TCHC (17). Esta técnica consiste en comparar a través de softwares, dos modelos 3D de un mismo paciente antes y después de una intervención o tratamiento determinado (18). De este modo, la superposición de modelos 3D de TCHC entrega información cuantitativa de los cambios morfológicos en todos los planos del espacio a la vez, siendo menos operador dependiente en comparación con el análisis realizado en radiografías 2D (13).

Si bien, existen múltiples reportes del uso de la superposición de modelos 3D de TCHC (2, 18, 19), no se encontraron artículos recientes que compendien la metodología para llevar a cabo esta técnica. El objetivo de la presente revisión es recuperar la evidencia actual sobre la metodología y uso en odontología de la superposición de modelos 3D de TCHC.

4. SUPERPOSICIÓN DE MODELOS 3D DE TCHC

Para realizar la superposición de modelos 3D de TCHC, es necesario realizar diferentes etapas previas desde la toma del examen (20). En la Figura 1 se esquematiza, a grandes rasgos, cada una de las etapas de la superposición de modelos 3D de TCHC.

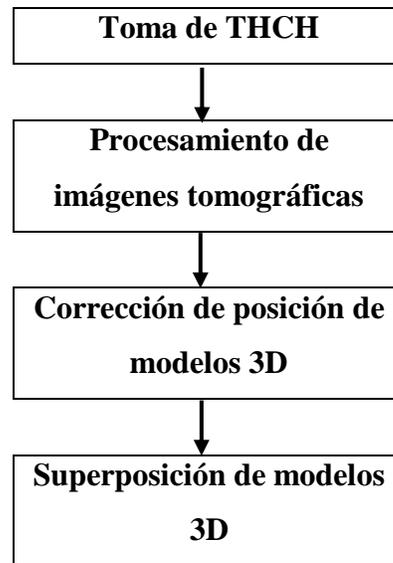


Figura 1. Etapas de la superposición de modelos tridimensionales de tomografía computarizada de haz cónico

(Adaptado de Gkantidis et al 2015) (21).

La toma de TCHC y el procesamiento de imágenes tomográficas no son específicas para la superposición de modelos 3D de TCHC, sino que son comunes para el uso de imágenes de TCHC con cualquier fin.

4.1. Toma de TCHC

4.1.1 Equipos de TCHC

El equipo de TCHC específicamente para obtener imágenes de la región maxilofacial fue introducido en 1998 (22, 23). Una de las principales ventajas sobre la tomografía

computarizada (TC) médica, es que el paciente suele exponerse a una cantidad de radiación menor (13). La TCHC tiene un costo de implementación relativamente bajo, además de ocupar menos espacio físico en la consulta dental, en comparación con la TC médica (24).

El equipo de TCHC tiene una serie de parámetros de exposición que el operador debe configurar previo a la toma del examen. Estos son: campo de visión (FOV, del inglés *field of view*), el tamaño de vóxel, el kilovoltaje (kV) y el miliamperaje (mA).

4.1.2 Campo de visión

El FOV corresponde al área a ser escaneada que incluye la región de interés (25). Espacialmente, el FOV es un área cilíndrica o esférica, que se clasifica dependiendo del tamaño de su diámetro en pequeño, medio y grande (25). En la figura 2 se representan los tamaños de FOV.

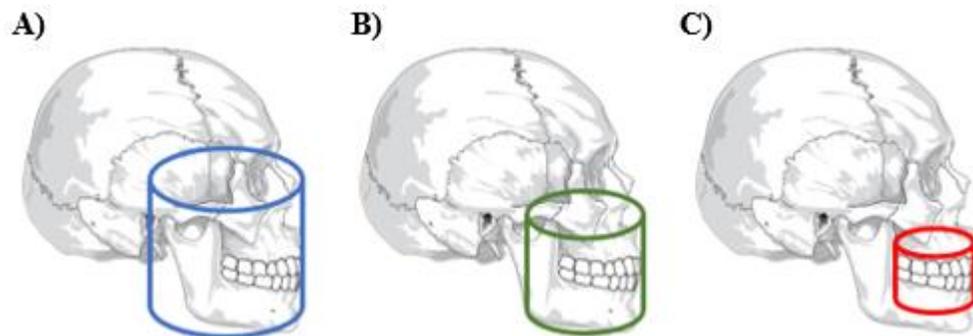


Figura 2. Representación del tamaño de campo de visión (FOV)

- A)** FOV grande (≥ 14 cm de diámetro) **B)** FOV mediano (≥ 8 cm y <14 cm de diámetro)
C) FOV pequeño (< 8 cm de diámetro) (25).

Cada marca de equipos de TCHC tiene diferentes tamaños de FOV (22). Mientras que algunos equipos tienen un tamaño único de FOV, en otros, el tamaño del FOV es configurable dependiendo del área que se necesite analizar (26).

Según lo encontrado en la presente revisión, para la superposición de modelos 3D de TCHC, los autores usan principalmente un FOV grande (2, 27-32), aunque para análisis de lesiones apicales los autores usaron un FOV mediano (1).

4.1.3 Tamaño del vóxel

El vóxel es la unidad mínima procesable de una matriz 3D, equivalente al pixel de una imagen 2D (33). Los vóxeles pueden ser isotrópicos, es decir, de medidas iguales en los tres planos del espacio (x, y, z) o anisotrópicos, es decir sus medidas en los tres planos del espacio no son iguales (34). Los equipos de TCHC trabajan con vóxeles isotrópicos (22). En la figura 3 se representan ambos tipos de vóxel.

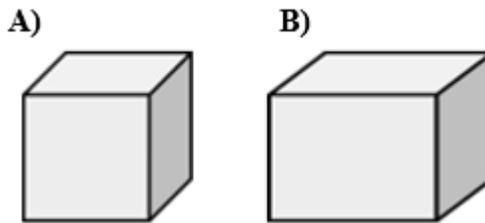


Figura 3. Representación de los tipos de vóxeles

A) vóxel isotrópico. **B)** vóxel anisotrópico.

El tamaño del vóxel se relaciona directamente con la resolución espacial de la imagen. A menor tamaño de vóxel, se logra una mejor resolución espacial, pero requiere una mayor cantidad de radiación (35). Se observa que el tamaño de vóxel puede estar ligado al tamaño del FOV, siendo de mayor tamaño mientras más grande es el FOV. Muestra de ello es que según lo encontrado en la presente revisión, para superposición sobre modelos 3D de TCHC donde se utilizó un FOV mediano, el tamaño de vóxel fue de 0,1 mm (1). Aquellos estudios donde se usó un tamaño de FOV grande, el tamaño de vóxel fue de 0,5 mm (27-30, 36) y en algunos casos de 0,3 mm (2, 32).

4.1.4 Kilovoltaje y miliamperaje

El voltaje del tubo, cuya unidad de medida es el kilovoltaje (kV), es la diferencia de potencial de dos cargas eléctricas expresada en voltios (37). Por otro lado, la corriente del tubo, cuya unidad de medida es el miliamperaje (mA) representa la intensidad de una corriente eléctrica medida en amperios, es decir la cantidad de electrones generados para la producción de rayos X (37). Cuando aumentan ambos parámetros de exposición, aumenta el

contraste y disminuye el ruido (variaciones de valor de píxeles que teóricamente deberían tener el mismo valor), ya que aumenta la cantidad de rayos X emitidos (34).

En los estudios que usan superposición de modelos 3D de TCHC, el voltaje del tubo y la corriente del tubo no son parámetros que se mencionen con frecuencia (1, 2, 31), a diferencia del tamaño del vóxel y el FOV. Los autores configuran estos dos parámetros de la forma que habitualmente se hace para tomar el examen de CBCT (22). Cabe destacar que los autores que mencionan estos parámetros, usan entre 90 - 110 kV y 4,0 – 5,0 mAs (1, 2, 31).

Teniendo en cuenta la relación entre los parámetros de exposición y la cantidad de radiación, el operador debe configurar el equipo de TCHC de acuerdo con la calidad de imagen requerida, el tamaño de la zona a evaluar y el tamaño del paciente (38). En otras palabras, debe intentar obtener la una calidad de imagen adecuada que permita el uso diagnóstico de las imágenes, con la dosis de radiación más baja posible.

En la presente revisión no se encontró estudios que hicieran la superposición sobre modelos 3D de TCHC con muestras tomadas en distintos equipos de TCHC con diferentes valores en parámetros de exposición. Por lo tanto, se sugiere realizar un estudio donde se evalúe la posibilidad de superponer los modelos 3D de un mismo paciente, pero tomados en distintos equipos de TCHC con diferentes valores en parámetros de exposición.

4.2. Procesamiento de imágenes tomográficas

El procesamiento de imágenes tomográficas es la transformación del conjunto de datos de vóxeles aportado por la TCHC en modelos 3D (21). El procesamiento de imágenes tomográficas depende de softwares diseñados para este fin.

Cada equipo de TCHC tiene un software integrado, con el cual procesa las imágenes tomográficas y las transforma en un archivo con formato DICOM (sigla en inglés de *Digital Imaging and Communications in Medicine*), que es el estándar del archivo obtenido de la TCHC (22). Esto permite la visualización de las imágenes tomográficas con un fin diagnóstico. Además, existen otros softwares que procesan las imágenes para distintos fines, tales como cefalometría, planificación y simulación de cirugías, entre otros (36). Entre estos software, están aquellos que se usan para las distintas etapas de la superposición de modelos 3D de TCHC.

En el mercado actual existe una amplia gama de software de procesamiento de imágenes tomográficas, algunos con licencia de paga y otros con licencia gratuita. (1, 2, 27, 31). En el caso de los softwares con licencia gratuita, se encuentran algunos de código cerrado es decir, que su interfaz no puede ser modificada por los usuarios, y otros de código abierto, es decir, que su interfaz puede ser modificada por los usuarios (20, 21).

Los diferentes autores que realizan la superposición de modelos 3D de TCHC usan los softwares de procesamiento compatibles con sus equipos computacionales y su propio conocimiento en el manejo de la interfaz del software (14, 20, 21, 27, 29-32, 36).

No se encontró literatura que compare la precisión que ofrecen los softwares de procesamiento con licencia gratuita de código abierto o cerrado, respecto a los de paga. Por lo tanto, se sugiere realizar estudios que comparen la precisión que ofrecen los softwares de procesamiento con licencia gratuita de código abierto o cerrado, respecto a los de paga.

4.2.1 Representación de volumen

La representación de volumen es un conjunto de técnicas que se usan para mostrar una proyección 2D de un conjunto de datos muestreados en 3D (39). Dicho de otro modo, es la capacidad que tiene el computador de “dibujar” de una manera fotorrealista (con distintos grados de profundidad) el modelo 3D por medio de un algoritmo, proceso también conocido como “renderización” (del inglés *Rendering*) (40).

Antes de hacer la representación de volumen, el operador revisa con atención las imágenes de la TCHC para eliminar posibles artefactos de imagen (34). Los artefactos de imagen se definen como estructuras que aparecen en la imagen obtenida a través del examen imagenológico pero que no están realmente en la estructura en estudio (41).

La representación de volumen se puede agrupar en tres categorías: técnicas de reconstrucción algebraica, métodos estadísticos y retroproyección filtrada (FBP del inglés *filtered back projection*). La FBP es la más utilizada por los softwares de los fabricantes de equipos de TCHC, debido a su simplicidad y cortos tiempos de reconstrucción (34).

La imagen de la representación de volumen se puede seccionar en cualquier plano y rotar en el espacio, lo que permite una visión 3D de la anatomía de la región de interés escaneada (39).

4.2.2 Segmentación de muestras

La segmentación de la estructura anatómica de interés o muestra, es el proceso con el cual se divide la región de interés escaneada (42). Se segmenta la muestra del resto de las estructuras anatómicas, tales como tejido blando u otras estructuras calcificadas como hueso o dientes (43). En la figura 4 se representa el proceso de segmentación.

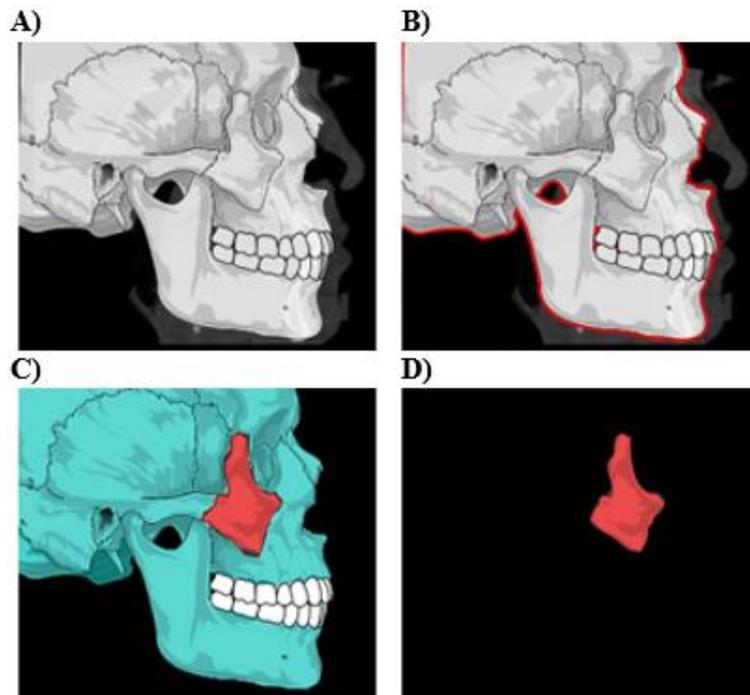


Figura 4. Representación del proceso de segmentación

En este caso, del hueso cigomático derecho. **A)** región de interés escaneada **B)** selección y delimitación las de estructuras a segmentar (línea roja). Separación del tejido calcificado del tejido blando **C)** el operador puede asignar un color a cualquier estructura anatómica de la TCHC para diferenciarlas. **D)** Estructura segmentada.

Debe considerarse que el trabajo con modelos reconstruidos con datos basados en vóxel requiere que el operador determine la resolución de contraste (capacidad de distinguir estructuras que tienen un contraste similar) (44). Por lo tanto, la segmentación es un proceso que tiene algunas limitaciones principalmente en precisión, además de requerir mucho tiempo (40). La precisión se afecta principalmente porque los valores de gris de los vóxeles

de un mismo objeto escaneado pueden ser distintos entre un equipo de TCHC y otro (45), además de la determinación de la resolución de contraste, antes mencionada. Para las limitaciones de precisión y uso del tiempo, algunas empresas especializadas en tecnología 3D ofrecen servicios de segmentación a bajo costo para los clínicos (40).

La mayoría de los estudios analizados en la presente revisión usan el software ITK-SNAP (PICSU, Universidad de Pensilvania) (1, 20, 27-30, 36). Este es un software específico para segmentación de imágenes médicas, es de licencia gratuita y código abierto. También puede ser usado para hacer los modelos 3D de superficie (representaciones 3D de la anatomía superficial de la muestra) (28).

4.2.3 Conversión del archivo DICOM

Para la creación del modelo 3D, el archivo con formato DICOM se convierte a otro formato como el STL (sigla en inglés de *Standard Triangulation Language*) (20, 21). De este modo, se transforma cada vóxel, según su umbral (valor de gris según el grado de absorción de los materiales dentro del vóxel), en un conjunto de triángulos que forman un modelo 3D (46). Esta conversión se puede hacer en la mayoría de sistemas que ejecutan visores de archivos DICOM (21) y es estable independiente del software que se use para hacerla (46).

4.3. Corrección de posición de modelos 3D

La corrección de posición corresponde a la alineación de los modelos 3D que se van a superponer, dejándolos con la misma orientación espacial, para evitar fallas en la exactitud de la medida (20). Es otras palabras, entre dos modelos que no están correctamente alineados, el software podría entregar medidas que no se corresponden con las reales.

Para hacer la corrección de posición, el operador alinea los modelos 3D con un software manualmente, dejándolos con una orientación espacial similar. Posteriormente, el software orienta los modelos de una manera precisa a través de algoritmos automatizados (21). Esta etapa permite que posteriormente se realice la superposición de los modelos 3D.

4.4. Superposición de modelos 3D de TCHC

La superposición de modelos 3D de TCHC es una técnica que consiste en comparar las superficies óseas de dos modelos 3D de TCHC de un mismo paciente, antes y después de un evento determinado, a través de softwares (11, 20). Esta comparación la hace a través de la técnica de sustracción entre estos dos modelos de TCHC superpuestos (47).

Con la superposición de modelos 3D de TCHC es posible hacer un análisis cuantitativo y objetivo a través de una medición de las variaciones morfológicas. Estas mediciones pueden ser de manera lineal (distancia entre dos puntos expresada en mm) o volumétrica (diferencia de volumen entre dos áreas expresada en mm^3) (13). Las variaciones lineales o volumétricas son graficadas visualmente por el software mediante una designación de colores conocida como mapa de color (20, 32). Para hacer la designación de colores, el software realiza cálculos estadísticos automatizados que evalúan las variaciones entre ambos modelos 3D (11, 13).

Los colores y diferencia entre un color y otro dependen del software y la configuración que determine el operador. Es decir, un color no necesariamente significa lo mismo en un mismo software, o entre softwares. En la figura 5 se representa un mapa de color.

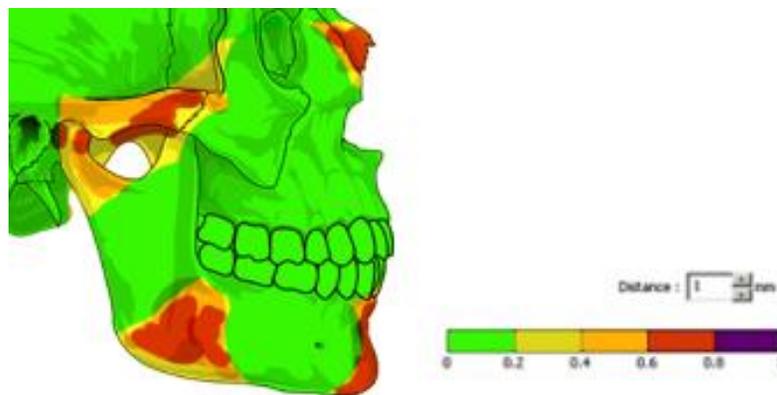


Figura 5. Representación de un mapa de color

Esta escala de colores es definida por el operador donde se puede observar las áreas en las que existe diferencia de las superficies óseas de los modelos superpuestos. En esta figura se han designado colores entre el verde y el violeta que representan una diferencia entre 0 a 1 mm respectivamente.

Para llevar a cabo la superposición de modelos 3D de TCHC, el operador debe tener en cuenta la zona anatómica de referencia que va a usar para seleccionar un tamaño de FOV adecuado que incluya dicha zona. Además, debe determinar el método de registro espacial en el que se va a basar el método de superposición.

4.4.1 Zona anatómica de referencia para el registro espacial

La zona anatómica de referencia corresponde a estructuras de la región de interés escaneada, que tienen el menor grado de variabilidad morfológica en el tiempo (10). Se describen cinco zonas anatómicas de referencia más usadas con fines clínicos y de investigación (21). En la figura 6 se representan las diferentes zonas anatómicas de referencia.

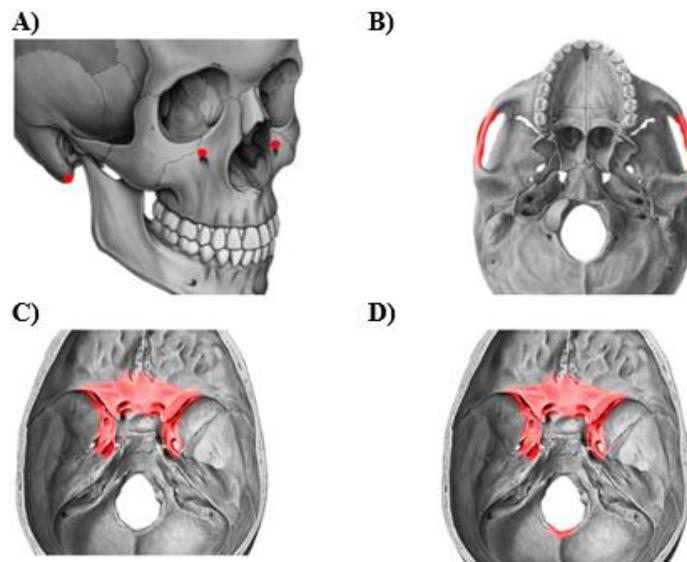


Figura 6. Representación de las diferentes zonas anatómicas de referencia (en rojo)
A) tres marcas anatómicas. En este caso, el punto más superior del foramen infraorbitario derecho e izquierdo, más el punto más bajo del proceso mastoideo derecho. B) arcos cigomáticos. Pueden ser ambos o solo uno, dependiendo del FOV. C) zona anterior de la base de cráneo. D) zona anterior de la base de cráneo, más el foramen magno. En este caso se marca solo una porción del foramen magno.

(Adaptado de Gkantidis et al 2015) (21).

La zona anterior de la base de cráneo es la zona anatómica de referencia que más usan los autores que realizan la superposición de modelos 3D de TCHC (2, 27-31, 36). La mayor parte del crecimiento de la base de cráneo ocurre durante los primeros 5 años después del nacimiento (48). Por lo tanto, esta zona tiene un bajo grado de variabilidad morfológica en el tiempo, siendo descrita como un punto de referencia preciso y confiable (47). En algunos casos donde el FOV no permite incluir la base de cráneo como zona anatómica de referencia para el registro espacial, se ha usado el arco cigomático (32).

4.4.2 Método de superposición de modelos 3D de TCHC

Se han descrito tres métodos registro espacial para realizar la superposición de modelos 3D: 1) registros basado en hitos, 2) registro basado en superficie, y 3) registro basado en vóxel (13, 14).

El registro basado en hitos e la representación de un sistema de coordenadas base dentro del modelo 3D a través de puntos de referencia que se usan como guía para la superposición (10, 20). Uno de los errores comúnmente descritos para el registro basado en hitos es la ubicación de puntos de referencia en el segundo modelo 3D, los cuales podrían no concordar con los puntos de referencia puestos en el primer modelo 3D (11). Errores menores en la ubicación de los puntos de referencia, pueden magnificar los errores de puntos de interés fuera de la coordenada base (49).

El registro basado en superficie es la representación de la anatomía superficial del modelo 3D a través de una malla de superficie (11). Requiere un pre-procesamiento de las imágenes de TCHC y una manipulación adicional de los modelos 3D, respecto a los otros dos métodos (21). Esta generación de la malla de superficie es dependiente de la experiencia del operador, lo que puede producir sesgos dependientes del usuario (11). El registro basado en superficie, a diferencia de los otros dos, no trabaja con vóxeles (32).

El registro basado en vóxel es la comparación del nivel de escalas de grises de cada vóxel entre los modelos 3D superpuestos (49). Teóricamente es el método de registro espacial más preciso de los tres debido a que no requiere la generación de una malla de superficie ni ubicación de puntos de referencia (11). Se describe como un método automatizado, preciso y reproducible (47). Aun así, algunos autores reportan que no hay diferencias significativas

en los resultados obtenidos entre el método de registro basado en superficie con el método basado en vóxel (13).

Aunque existen errores específicos para cada método de registro espacial y otros comunes entre sí, dependiente de la experiencia del operador, como la toma de la TCHC, se ha reportado que todos estos errores no tienen significancia clínica (11).

Según lo encontrado en esta revisión, el método de registro basado en vóxel es el método más usado al hacer la superposición de modelos 3D de TCHC (1, 2, 27, 29-31). Sin embargo, algunos autores reportan que este método tiene mayor demanda técnica, como computadores de alto rendimiento con un costo elevado (32), lo que podría dificultar su implementación en la práctica clínica cotidiana.

4.4.3 Cuantificación de diferencias entre los modelos 3D

Una vez realizada la superposición de modelos 3D de TCHC, el mapa de color muestra una visión general de los cambios del segundo modelo 3D, respecto del primero (30). Es decir, las variaciones de color indican diferencias volumétricas entre las superficies óseas de los dos modelos 3D. La distancia entre puntos de interés específicos se cuantifican en los tres planos del espacio (21). Esto permite al operador registrar de manera objetiva las diferencias lineales o volumétricas entre los dos modelos analizados (2, 10, 27-30). Si bien, se han reportado discrepancias entre la distancia real de las superficies de las estructuras y el valor entregado por el software, ésta es sub-milimétrica y no afecta en el diagnóstico o planificación de tratamiento ya que no es apreciable en una situación clínica real (47).

5. APLICACIONES EN ODONTOLOGÍA DE LA SUPERPOSICIÓN DE MODELOS 3D DE TCHC

Las aplicaciones de la superposición de modelos 3D de TCHC son variadas en el campo de la odontología.

En cirugía maxilofacial y ortodoncia se ha usado la superposición de modelos 3D de TCHC para evaluar la estabilidad de los cambios morfológicos de cirugías ortognáticas (18, 27, 30). Se ha encontrado, por ejemplo, que casi la mitad de los pacientes sometidos a cirugía de avance mandibular, tienen un cambio mayor a 2 mm en la posición del mentón (27). Otros autores reportan cambios volumétricos entre 2-4 mm en las diferentes superficies del cóndilo mandibular posterior a la cirugía ortognática (27, 30).

Se ha reportado una disminución volumétrica media de los implantes de fosfato de calcio bifásico/colágeno en el hueso cigomáticos durante 18-24 meses de seguimiento (32). Dicha investigación describe a la superposición de modelos 3D de TCHC como una técnica confiable y precisa para hacer análisis volumétricos en cirugías de relleno óseo en los huesos cigomáticos.

Se ha evaluado el uso de la superposición de modelos 3D de TCHC para analizar los cambios morfológicos en los tejidos blandos que se encuentran sobre las superficies óseas intervenidas (2, 28, 29, 31). Se ha reportado, por ejemplo, que la mayor parte de los tejidos blandos de la parte media facial bajo el plano horizontal de Frankfurt tienen una variación mayor a 2,5 mm luego de 8 meses posterior a una osteotomía maxilar a nivel Le Fort I (2).

La superposición de modelos 3D de TCHC también se ha usado para controlar la recuperación de lesiones óseas extensas de origen endodóntico, posterior al tratamiento de conducto radicular (1). Si bien el éxito del tratamiento de conducto radicular se determina de manera clínica (8), la técnica de sustracción sobre modelos 3D de TCHC puede ser una herramienta de ayuda al endodoncista. Esto se debe a que puede ser de utilidad para evitar la necesidad de intervenir quirúrgicamente para confirmar la regresión de la lesión (1).

Se ha investigado el uso de la superposición de modelos 3D de TCHC en el estudio de la osteoartritis de la ATM, con el fin de usarla para comparar de manera cuantitativa los diferentes tratamientos para detener la progresión de la destrucción ósea (20, 50). Donde se ha reportado que la superposición de modelos 3D de TCHC es útil al momento de detectar

cambios en las superficies óseas del cóndilo mandibular. Todo esto con el fin de dar una justificación al enfoque de tratamiento de la osteoartritis de la ATM dirigido hacia la resorción y formación de hueso, y no solo basado en cambios del cartílago y disco articular, como se hace habitualmente (20).

6. CONSIDERACIONES FINALES

En base a la presente revisión, es posible señalar que la superposición de modelos 3D de TCHC muestra ser precisa y reproducible al hacer un análisis cuantitativo de las variaciones morfológicas sobre las superficies óseas.

Por otra parte, el uso de la superposición de modelos 3D de TCHC puede ser una herramienta útil para definir nuevas clasificaciones del punto de vista cuantitativo, por ejemplo, de patologías óseas degenerativas como la osteoartritis de la ATM. Así, se podría clasificar de manera más objetiva, a través de medidas lineales y volumétricas, los cambios morfológicos sobre las superficies óseas de estructuras anatómicas a las cuales no se puede acceder de manera directa sin cirugía.

Con la superposición de modelos 3D de TCHC, el clínico puede hacer un análisis de los cambios morfológicos en las superficies óseas, a través de procesos automatizados. Sin embargo, no se debe desestimar el criterio clínico, la práctica y experiencia del profesional radiólogo. Es decir, la superposición de modelos 3D de TCHC es una técnica complementaria que favorece la comunicación entre clínicos a través del uso de un lenguaje común y objetivo, como lo son los registros cuantitativos.

Cabe destacar que la superposición sobre modelos 3D de TCHC es una técnica de estudio imagenológico y no un procedimiento clínico, por lo cual, es recomendable realizarla con exámenes ya hechos y no indicar nuevos exámenes de TCHC con este fin. Esto, debido a que los exámenes de TCHC implican exposición del paciente a radiación ionizante, por lo que cada examen de TCHC debe estar justificado.

Respecto a la metodología de la superposición de modelos 3D de TCHC, debido a las diferencias metodológicas encontradas entre los distintos autores consultados en esta revisión, se sugiere realizar un estudio que permita determinar una manera estandarizada para hacer cada uno de los métodos de registro espacial. Junto con esto, se sugiere realizar estudios que comparen los resultados obtenidos a través de la superposición de modelos 3D de TCHC con su *gold standard* respectivo. Por ejemplo, en el caso de los tratamientos ortodónticos-quirúrgicos comparar las medidas obtenidas a través de la superposición de modelos 3D de TCHC, con las medidas obtenidas a través de la cefalometría. Esta

información podría servir de guía para futuras investigaciones, aunque siempre haciendo énfasis exponer a los pacientes a la menor dosis de radiación necesaria.

7. ASPECTOS BIOÉTICOS

La presente revisión no se realizó con ningún patrocinio.

No se declara conflicto de interés.

Se mencionaron y citaron oportunamente todos los autores consultados en esta revisión.

8. REFERENCIAS

1. Villoria EM, Lenzi AR, Soares RV, Souki BQ, Sigurdsson A, Marques AP, et al. Post-processing open-source software for the CBCT monitoring of periapical lesions healing following endodontic treatment: Technical report of two cases. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2016;46(1):20160293. doi: 10.1259/dmfr.20160293.
2. Hwang D-S, Kim Y-I, Park S-B, Lee J-Y. Midfacial soft tissue changes after leveling Le Fort I osteotomy with differential reduction: Cone-beam computed tomography volume superimposition. *The Angle Orthodontist*. 2012;82(3):424-31. doi: 10.2319/052411-342.1.
3. Ahn S-J, Kim T-W, Lee D-Y, Nahm D-S. Evaluation of internal derangement of the temporomandibular joint by panoramic radiographs compared with magnetic resonance imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(4):479-85. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.12.009.
4. Nabil Y. Evaluation of the effect of different mandibular fractures on the temporomandibular joint using magnetic resonance imaging: five years of follow-up. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;45(11):1495-9. doi: 10.1016/j.ijom.2016.05.002.
5. Lo Giudice R, Nicita F, Puleio F, Alibrandi A, Cervino G, Lizio A, et al. Accuracy of periapical radiography and CBCT in endodontic evaluation. *International Journal of Dentistry*. 2018;2018. doi: 10.1155/2018/2514243.
6. Nardi C, Calistri L, Grazzini G, Desideri I, Lorini C, Occhipinti M, et al. Is panoramic radiography an accurate imaging technique for the detection of endodontically treated asymptomatic apical periodontitis? *Journal of Endodontics*. 2018;44(10):1500-8. doi: 10.1016/j.joen.2018.07.003.
7. Ahmad M, Hollender L, Anderson Q, Kartha K, Ohrbach R, Truelove EL, et al. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of

image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;107(6):844-60. doi: 10.1016/j.tripleo.2009.02.023.

8. Chugal N, Mallya SM, Kahler B, Lin LM. Endodontic treatment outcomes. *Dental Clinics*. 2017;61(1):59-80. doi: 10.1016/j.cden.2016.08.009.

9. Yoon D. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2000;29(1):11-9. doi: 10.1038/sj/dmfr/4600487.

10. Lagravère MO, Secanell M, Major PW, Carey JP. Optimization analysis for plane orientation in 3-dimensional cephalometric analysis of serial cone-beam computerized tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;111(6):771-7. doi: 10.1016/j.tripleo.2011.02.017.

11. Ponce-Garcia C, Lagravere-Vich M, Cevidanes LHS, de Olivera Ruellas AC, Carey J, Flores-Mir C. Reliability of three-dimensional anterior cranial base superimposition methods for assessment of overall hard tissue changes: A systematic review. *The Angle Orthodontist*. 2018;88(2):233-45. doi: 10.2319/071217-468.1.

12. Urzúa R. *Técnicas radiográficas dentales y maxilofaciales: Aplicaciones: Amolca*; 2005.

13. Almukhtar A, Ju X, Khambay B, McDonald J, Ayoub A. Comparison of the accuracy of voxel based registration and surface based registration for 3D assessment of surgical change following orthognathic surgery. *PLOS ONE*. 2014;9(4):e93402. doi: 10.1371/journal.pone.0093402.

14. Cevidanes L, Gomes L, Jung B, Gomes M, Ruellas A, Goncalves J, et al. 3D superimposition and understanding temporomandibular joint arthritis. *Orthodontics & Craniofacial Research*. 2015;18:18-28. doi: 10.1111/ocr.12070.

15. Baqain ZH, Al Hadidi A, AbuKarakay A, Khader Y. Does the use of CBCT prior to mandibular third molar surgery impact treatment planning? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2020;78(7):1071-7. doi: 10.1016/j.joms.2020.03.002.
16. Sosars P, Jakobsone G, Neimane L, Mukans M. Comparative analysis of panoramic radiography and cone-beam computed tomography in treatment planning of palatally displaced canines. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2020;157(5):719-27. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.12.012.
17. Jacquet W, Nyssen E, Bottenberg P, de Groen P, Vande Vannet B. Novel information theory based method for superimposition of lateral head radiographs and cone beam computed tomography images. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010;39(4):191-8. doi: 10.1259/dmfr/58457270.
18. Cevidanes LH, Bailey L, Tucker Jr G, Styner M, Mol A, Phillips C, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2005;34(6):369-75. doi: 10.1259/dmfr/17102411.
19. Lee J-H, Kim M-J, Kim S-M, Kwon O-H, Kim Y-K. The 3D CT superimposition method using image fusion based on the maximum mutual information algorithm for the assessment of oral and maxillofacial surgery treatment results. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*. 2012;114(2):167-74. doi: 10.1016/j.tripleo.2011.06.003Get.
20. Schilling J, Gomes L, Benavides E, Nguyen T, Paniagua B, Styner M, et al. Regional 3D superimposition to assess temporomandibular joint condylar morphology. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014;43(1):20130273. doi: 10.1259/dmfr.20130273.
21. Gkantidis N, Schauseil M, Pazera P, Zorkun B, Katsaros C, Ludwig B. Evaluation of 3-dimensional superimposition techniques on various skeletal structures of the head using surface models. *PLOS ONE*. 2015;10(2):e0118810. doi: 10.1371/journal.pone.0118810.

22. Gaêta-Araujo H, Alzoubi T, Vasconcelos KdF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, et al. Cone beam computed tomography in dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;0(0):20200145. doi: 10.1259/dmfr.20200145.
23. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology*. 1998;8(9):1558-64. doi: 10.1007/s003300050586.
24. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography-know its secrets. *Journal of International Oral Health*. 2015;7(2):64-8.
25. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology*. 2012;81(2):267-71. doi: 10.1016/j.ejrad.2010.11.028.
26. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. *Physica Medica*. 2015;31(8):844-60. doi: 10.1016/j.ejmp.2015.09.004.
27. Carvalho FdAR, Cevidanes LHS, da Motta ATS, de Oliveira Almeida MA, Phillips C. Three-dimensional assessment of mandibular advancement 1 year after surgery. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(4):S53. e1-S. e12. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.12.020.
28. Cevidanes LH, Motta A, Proffit WR, Ackerman JL, Styner M. Cranial base superimposition for 3-dimensional evaluation of soft-tissue changes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(4):S120-S9. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.04.021.
29. Almeida RC, Cevidanes LH, Carvalho FA, Motta AT, Almeida MA, Styner M, et al. Soft tissue response to mandibular advancement using 3D CBCT scanning. *International*

Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2011;40(4):353-9. doi: 10.1016/j.ijom.2010.11.018.

30. De Paula L, Ruellas A, Paniagua B, Styner M, Turvey T, Zhu H, et al. One-year assessment of surgical outcomes in Class III patients using cone beam computed tomography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;42(6):780-9. doi: 10.1016/j.ijom.2013.01.002.

31. Lee J-Y, Kim Y-I, Hwang D-S, Park S-B. Effect of setback Le Fort I osteotomy on midfacial soft-tissue changes as evaluated by cone-beam computed tomography superimposition for cases of skeletal Class III malocclusion. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;42(6):790-5. doi: 10.1016/j.ijom.2012.11.012.

32. Grybauskas S, Locs J, Salma I, Salms G, Berzina-Cimdina L. Volumetric analysis of implanted biphasic calcium phosphate/collagen composite by three-dimensional cone beam computed tomography head model superimposition. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(1):167-74. doi: 10.1016/j.jcms.2014.11.003.

33. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *Journal of Digital Imaging*. 2013;26(4):813-20. doi: 10.1007/s10278-012-9562-7.

34. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2015;44(1):20140224. doi: 10.1259/dmfr.20140224.

35. Maret D, Telmon N, Peters OA, Lepage B, Treil J, Inglessè J, et al. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(8):649-55. doi: 10.1259/dmfr/81804525.

36. Tucker S, Cevidanes LHS, Styner M, Kim H, Reyes M, Proffit W, et al. Comparison of actual surgical outcomes and 3-dimensional surgical simulations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010;68(10):2412-21. doi: 10.1016/j.joms.2009.09.058.
37. Whaites E. *Fundamentos de radiología dental*: Elsevier España; 2008.
38. Friedland B, Miles DA. Liabilities and risks of using cone beam computed tomography. *Dental Clinics*. 2014;58(3):671-85. doi: 10.1016/j.cden.2014.04.005.
39. Katkar RA, Taft RM, Grant GT. 3D volume rendering and 3D printing (additive manufacturing). *Dental Clinics of North America*. 2018;62(3):393-402. doi: 10.1016/j.cden.2018.03.003.
40. Fourie Z, Damstra J, Schepers RH, Gerrits PO, Ren Y. Segmentation process significantly influences the accuracy of 3D surface models derived from cone beam computed tomography. *European Journal of Radiology*. 2012;81(4):e524-e30. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.06.001.
41. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2011;40(5):265-73. doi: 10.1259/dmfr/30642039.
42. Wang L, Chen KC, Gao Y, Shi F, Liao S, Li G, et al. Automated bone segmentation from dental CBCT images using patch-based sparse representation and convex optimization. *Medical Physics*. 2014;41(4):043503. doi: 10.1118/1.4868455.
43. Wang L, Gao Y, Shi F, Li G, Chen KC, Tang Z, et al. Automated segmentation of dental CBCT image with prior-guided sequential random forests. *Medical Physics*. 2016;43(1):336-46. doi: 10.1118/1.4938267.

44. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2005;127(5):627-37. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.01.004.
45. Hassan B, Souza PC, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clinical Oral Investigations*. 2010;14(3):303-10. doi: 10.1007/s00784-009-0291-3.
46. Tai K, Park JH, Mishima K, Hotokezaka H. Using superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography images with surface-based registration in growing patients. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2010;34(4):361-7. doi: 10.17796/jcpd.34.4.w8n6321878105431.
47. Nada RM, Maal TJ, Breuning KH, Berge SJ, Mostafa YA, Kuijpers-Jagtman AM. Accuracy and reproducibility of voxel based superimposition of cone beam computed tomography models on the anterior cranial base and the zygomatic arches. *PLOS ONE*. 2011;6(2):e16520. doi: 10.1371/journal.pone.0016520.
48. Sgouros S, Natarajan K, Hockley A, Goldin J, Wake M. Skull base growth in childhood. *Pediatric Neurosurgery*. 1999;31(5):259-68. doi: 10.1159/000028873.
49. DeCesare A, Secanell M, Lagravère M, Carey J. Multiobjective optimization framework for landmark measurement error correction in three-dimensional cephalometric tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(7):20130035. doi: 10.1259/dmfr.20130035.
50. Cevidanes LH, Walker D, Schilling J, Sugai J, Giannobile W, Paniagua B, et al. 3D osteoarthritic changes in TMJ condylar morphology correlates with specific systemic and local biomarkers of disease. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2014;22(10):1657-67. doi: 10.1016/j.joca.2014.06.014.