UNIVERSIDAD PERUANA
CAYETANO HEREDIA

COMPARACIÓN DE LA REPRODUCIBILIDAD PARA LA UBICACIÓN DE LOS PUNTOS ANATÓMICOS USADOS EN EL ANÁLISIS RADIOGRÁFICO CEFALOMÉTRICO FRONTAL (2D) MEDIANTE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO (3D) Y RADIOGRAFÍA DIGITAL POSTEROANTERIOR (2D)

TESIS PARA OPTAR EL GRADO DE MAESTRA EN ESTOMATOLOGÍA CON MENCIÓN EN RADIOLOGÍA BUCAL Y MAXILOFACIAL

CECILIA PANIAGUA CHACON

LIMA - PERÚ
2012

Miembros del jurado de tesis:

Presidente: Mg. Beatriz Chávez Reátegui.
Vocal: Mg. Martha López Pineda.
Secretario: Mg. Rocío Lu Chang Say.

Asesor principal: Mg. Esp. Luis Ernesto Arriola Guillén.

Co-asesores: PhD. Mg. Manuel Lagravère.

Mg. Leyla Delgado Cotrina.

Dedicatoria:

A mis padres, por su incondicional y constante apoyo.

A mi esposo, por su comprensión y apoyo a lo largo de toda la investigación.

Agradecimiento:

A mis asesores por el valioso aporte y orientación en cada parte de la investigación.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	01
II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN	02
II.1. Planteamiento del problema	02
II.2. Marco referencial	03
II.3. Justificación del estudio	13
II.4. Hipótesis	13
II.5. Objetivos	14
II.5.1. Objetivo general	14
II.5.2. Objetivos específicos	14
III. METODOLOGÍA	16
III.1. Diseño del estudio	16
III.2. Muestra	16
III.2.1. Criterios de inclusión	16
III.2.2. Criterios de exclusión	17
III.3. Operacionalización de las variables	17
III.4. Procedimientos y técnicas	17
III.5. Consideraciones éticas	21
III.6. Plan de análisis	22
IV. RESULTADOS	23
V. DISCUSIÓN	33
VI. CONCLUSIONES	46
VII. RECOMENDACIONES	47
VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	48
IX. ANEXOS	52

LISTA DE TABLAS

Pág.

Tabla 1. Valores de correlación intraobservador en radiografía en las coordenadas *x* , *y*. 25

Tabla 2. Valores de correlación interobservador en radiografía en las coordenadas *x* , *y*. 26

Tabla 3. Valores de correlación intraobservador en tomografía en las coordenadas *x*, *y*, *z*. 27

Tabla 4. Valores de correlación interobservador en tomografía en las coordenadas *x*, *y*, *z*. 28

Tabla 5. Comparación del error intraobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografia en el sentido horizontal (coordenada *x*). 29

Tabla 6. Comparación del error intraobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografia en el sentido vertical (coordenada "*y"*). 30

Tabla 7. Comparación del error interobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografia en el sentido horizontal (coordenada *x*). 31

Tabla 8. Comparación del promedio de las diferencias de error interobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografia en el sentido vertical (coordenada "*y"*). 32

INDICE DE ABREVIATURAS

µSv: MicroSievert.

ARCF-2D: Análisis radiográfico cefalométrico frontal.

CCI: Coeficiente de correlación intraclase.

DICOM: Del inglés *Digital Imaging and Communications in Medicine*.

LM: Lagravère Manuel.

mm: Milímetro.

PC: Paniagua Cecilia.

RDPA-2D: Radiografía digital posteroanterior.

RDL-2D: Radiografía digital lateral.

RDPA-3D: Radiografía digital posteroanterior generada desde un volumen de tomografía computarizada de haz cónico.

TCHC-3D: Tomografía computarizada de haz cónico.

TCM-3D: Tomografía computarizada médica.

VTO: Del inglés *Visualized Treatment Objective*.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

AGL: Punto más alto en la hendidura antegonial del lado izquierdo.

AGR: Punto más alto en la hendidura antegonial del lado derecho.

Análisis radiográfico cefalométrico frontal: Una de las principales herramientas diagnóstica en ortodoncia, es la interpretación profunda de las estructuras de la cabeza involucradas, medirlas, describirlas y estudiar sus interrelaciones.

ANS: Punto medio más anterior de la espina nasal anterior de la maxila.

Coeficiente de correlación intraclase: Es la proporción de la variabilidad total que se debe a la variabilidad de los sujetos. Desde el punto de vista matemático, es el índice más apropiado para cuantificar la concordancia entre diferentes mediciones de una variable numérica.

CT-raycast: Es un método que genera una imagen por el rastreo de los rayos desde el punto de vista del observador en el conjunto de datos. Este método permite obtener una imagen virtual de cefalometría frontal gracias a un software de reconstrucción 3D, a partir de un volumen de tomografia computarizada de haz cónico (Ez3D2009, Vatech; Seúl, República de Corea).

DICOM: El formato DICOM (del inglés *Digital Imaging and Communications in Medicine*) es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas.

IOL: Punto más inferior del reborde infraorbitario izquierdo.

IOR: Punto más inferior del reborde infraorbitario derecho.

ME: Punto medio más inferior del mentón, en el contorno de la sínfisis mandibular.

MicroSievert: Es el Sievert multiplicado por seis.

Milímetro: Milésima parte de un metro.

NCL: Punto más lateral en la superficie interna de la cavidad nasal ósea del lado izquierdo.

NCR: Punto más lateral en la superficie interna de la cavidad nasal ósea del lado derecho.

OML: Punto sobre el margen orbital medial izquierdo que está más cercano al plano medio.

OMR: Punto anatómico sobre el margen orbital medial derecho que está más cercano al plano medio.

POL: Punto más superior del meato auditivo externo izquierdo.

POR: Punto más superior del meato auditivo externo derecho.

Radiografía digital posteroanterior: Modalidad de radiografía digital de la cabeza donde el haz de rayos x penetra de atrás hacia adelante.

Sievert: Es una unidad derivada del SI que mide la dosis de radiación efectiva a la materia viva.

Software Avizo Standard: Programa computarizado que ofrece un completo conjunto de características que aborda todos los aspectos de visualización en 3D de datos científicos, procesamiento, análisis, comunicación y presentación.

Tomografía computarizada de haz cónico: Modalidad de tomografía computarizada que utiliza un cono o haz de radiación en forma de una pirámide.

Tomografía computarizada médica: Modalidad de tomografía computarizada que utiliza un cono o haz de radiación en forma de un abanico.

Vóxel: El vóxel (del inglés *volumetric pixel*) es la unidad cúbica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es, por tanto, el equivalente del píxel en un objeto 3D.

VTO: El VTO (del inglés *visualized treatment objective*) es la visualización del objetivo de tratamiento previa al tratamiento.

RESUMEN:

El análisis radiográfico cefalométrico frontal (ARCF-2D) es un método práctico en ortodoncia que sirve para evaluar las estructuras dentomaxilofaciales en el sentido transversal. El objetivo del presente estudio fue comparar la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos del ARCF-2D, en radiografía digital posteroanterior (RDPA-2D) y tomografía computarizada de haz cónico (TCHC-3D). El estudio fue observacional, descriptivo, longitudinal. La muestra fue de 16 RDPA-2D y 16 TCHC-3D tomadas a cráneos óseos secos con mandíbula. Se compararon las marcaciones de 12 puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D. El programa utilizado para realizar las marcaciones en ambos métodos fue Avizo® Standard (Visualization Sciences Group, Massachusetts, Estados Unidos). Para evaluar la reproducibilidad se usó el coeficiente de correlación intraclase (CCI), además de la prueba T y U de Mann Whitney. Todos los valores de correlación para la marcación intra e interobservador en RDPA-2D para las coordenadas *x*, *y* fueron mayores a 0.80. Todos los valores de correlación para la marcación intraobservador en TCHC-3D para las coordenadas *x*, *y*, *z* fueron mayores a 0.78. La mayoría de valores de correlación para la marcación interobservador en TCHC-3D para las coordenadas *x*, *y*, *z* fueron mayores a 0.71 a excepción de los puntos OML y ANS que presentaron moderada reproducibilidad (0.67 y 0.68 respectivamente) y NCR con mediocre reproducibilidad (0.39) para la coordenada *x*. En conclusión, no existe diferencia estadística significativa en la mayoría de marcaciones de puntos anatómicos entre ambos métodos, a excepción de algunos puntos, principalmente en la evaluación interobservador.

Palabras clave: Reproducibilidad de Resultados, Cefalometría, Tomografía Computarizada de Haz Cónico, Radiografía Digital, Cefalometría tridimensional.

ABSTRACT:

Postero-anterior cephalometric análisis (ARCFD-2D) is an orthodontic tool used to evaluate dentomaxillofacial structures in the transverse dimension. The aim of this study was to compare the reproducibility of anatomical landmark locations used in ARFCD-2D in postero-anterior digital radiographs (RDPA-2D) and cone-beam computed tomography (TCHC-3D). This study followed an observational, comparative, longitudinal and prospective design. Sample consisted of 16 RDPA-2D and 16 TCHC-3D obtained from dry skulls with mandibles. Twelve landmarks were used and compared between RDPA-2D and TCHC-3D. Avizo® Standard (Visualization Sciences Group, Massachusetts, USA) software was used to locate the landmarks on each image. Intraclass correlation coefficients (CCI), T-test and U-Mann Whitney test, were used to evaluate reproducibility of the landmarks in each method. All values obtained for the intra- and interexaminer reliability coodinates of landmarks for RDPA-2D were > 0.80. All values obtained for interexaminer reliability for all coordintes in TCHC-3D were >0.78. Interexaminer values in TCHC-3D for coordinates in al laxes were >0.71, with the exception of OML and ANS that had a moderate reproducibility (0.67 and 0.68, respectively), and NCR that had a mild reproducibility (0.39) in the x-axis. In conclusion, there was no statistical significant difference between landmarks in both imaging methods with the exception of a few landmarks in the interexaminer evaluation.

Keywords: Reproducibility, Cephalometry, Cone-Beam Computed Tomography, Digital Radiography, Three-Dimensional Cephalometry.

I. INTRODUCCIÓN

Las radiografías digitales laterales (RDL-2D) y radiografías digitales posteroanteriores (RDPA-2D) muchas veces forman parte del diagnóstico ortodóntico. Sobre ellas se elaboran diagramas cefalométricos. El análisis radiográfico cefalométrico frontal (ARCF-2D) es un método práctico que ha sido establecido para evaluar el arco y la angulación de las piezas dentarias en relación a sus bases óseas en el sentido horizontal, el ancho y la posición horizontal del maxilar y la mandíbula, la dimensión vertical bilateral en relación a las estructuras óseas y dentarias, el ancho de la cavidad nasal y el análisis vertical u horizontal de asimetrías faciales.[1]

Para reducir costos y riesgos, los ortodoncistas usan rutinariamente imágenes de diagnóstico estáticas con el fin de reproducir la anatomía tridimensional de la región cráneo facial.[2] Sin embargo, existen algunas limitaciones, entre ellas la dificultad de reproducir la posición de la cabeza así como errores en la identificación de determinados puntos cefalométricos.[3]

Estudios recientes han mostrado que la tomografía computarizada con reconstrucción 3D y tomografía computarizada de haz cónico (TCHC-3D) son útiles para identificar puntos esqueletales y dentales para ortodoncia y análisis cráneo facial y asi poder evaluar la asimetría en el esqueleto facial.[4]

El objetivo de este estudio fue comparar la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos de humanos con mandíbula.

II. PLANTEAMIENTO DE LA INVESTIGACIÓN

II.1. Planteamiento del problema

Actualmente el ARCF-2D es realizado en radiografías cefalométricas posteroanteriores mediante la marcación de puntos anatómicos con el fin de describir la morfología y el sentido de crecimiento del esqueleto cráneo facial en el sentido horizontal; sin embargo, existen limitaciones para su marcación debido a diversos factores como: sobre proyección de imágenes, ubicación de los puntos anatómicos, dificultad de reproducir la posición de la cabeza, etcétera. Para contrarrestar estas limitaciones, la TCHC-3D viene ganando popularidad en el campo de la estomatología; no obstante, no se ha encontrado estudios con respecto a la reproducibilidad de la identificación de los puntos anatómicos en el sentido horizontal (frontal) mediante RDPA-2D y TCHC-3D. Esto resulta importante para saber si es posible realizar diagnósticos ortodónticos de manera confiable y responsable en base a análisis cefalométricos frontales con el fin de brindar mejores resultados a los pacientes y así darles buena calidad de vida.

El propósito de esta investigación fue evaluar la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos del ARCF-2D, en RDPA-2D y TCHC-3D.

De todo ello surgió la pregunta: ¿Será reproducible la ubicación de los puntos anatómicos del ARCF-2D en RDPA-2D y TCHC-3D para poder aplicarlos en análisis cefalométricos 3D en reemplazo del ARCF-2D tradicional?

II.2. Marco referencial

Desde la introducción de un método estandarizado para la obtención de radiografías de la cabeza, la cefalometría ha resultado ser una de las herramientas de diagnóstico más utilizadas en ortodoncia.[1]

El primero en usar la radiografía posteroanterior para el estudio de la asimetría de los senos paranasales fue Davis, luego Broadbent combinó las proyecciones lateral y frontal para el análisis radiográfico, después Doering, Woods y Warren estudiaron, los cambios dimensionales durante el desarrollo.[5] El cefalograma posteroanterior contiene información diagnóstica que no está disponible en otras fuentes.[1]

La radiografía cefalométrica posteroanterior sirve para estudios de la desviación de la línea media, inclinación del plano oclusal, asimetría facial, cambios de la mandíbula, morfología del biotipo, evaluaciones dentales y análisis de deformidades congénitas.[5] Asimismo, los cambios esqueletales y dentales producidos por la expansión maxilar, son verificados mediante radiografías cefalométricas bidimensionales.[6]

Existen dos tipos de error en las imágenes radiográficas: error de geometría (magnificación y distorsión) y error de identificación (localización de puntos anatómicos).[7]

Según Thurow (1951) y Newman (1956), citados por Major[1] (1994), el hecho de que los rayos X se originan de una fuente de tamaño finito da lugar a un efecto de penumbra o difuminación óptica. El haz de rayos X diverge a medida que se aleja de la fuente de origen lo que resulta en la magnificación radial de todos los puntos que no están en el eje principal (rayo central) del objeto a ser

radiografiado y la distorsión de la imagen ya que los puntos cercanos a la película se magnifican menos que los que están lejanos a ella.[1]

Para Jacobson (2006), citado por Olmez[2] (2011), el grado de magnificación es determinado por la proporción entre la distancia de la fuente de rayos X al objeto y la distancia de la fuente de rayos X a la película. A mayor distancia objeto-película, mayor será la magnificación. El grado de magnificación varía entre los objetos cercanos a la película y los que están en el centro del haz de rayos X, éste fluctúa entre 0% a 24% para una distancia igual o mayor a 60 mm con respecto al rayo central del haz de rayos X. Desafortunadamente, esta magnificación no es constante.[2]

Entre los errores de identificación, existen dos tipos de error: sistemático y aleatorio. Si una determinada medición es constantemente sobre o subvalorada, o si dos series de radiografías son medidas por diferentes personas que tienen diferentes definiciones de un determinado punto anatómico, entonces estamos frente a un error sistemático. Los errores aleatorios pueden surgir del resultado de variaciones de posicionamiento del paciente en el cefalostato, las variaciones en la densidad y nitidez de la película o la imprecisión en la definición de un determinado punto anatómico.[8]

El error sistemático, se puede corregir aleatorizando el orden en el cual las radiografías son medidas. El error aleatorio, se puede reducir replicando y promediando las mediciones, para ello se debe replicar la marcación y no los valores del trazado ya que la gran mayoría de errores parten de la identificación del punto y no de la medición.[8]

La precisión con la cual cualquier marcación podría ser identificada depende de

una serie de factores: las marcaciones localizadas en una superficie curva pronunciada o en la intersección de dos curvas son generalmente más fáciles de identificar que aquellas localizadas en superficies planas o extensamente curvas. Asimismo, los puntos localizados en áreas de alto contraste son más fáciles de identificar que aquellos localizados en áreas de bajo contraste.[1,6] Descripciones precisas describiendo las marcaciones reducen la posibilidad de error de identificación. La experiencia del operador es un factor importante dado que el incremento del conocimiento de la anatomía y la familiaridad con su apariencia radiográfica reducen los errores de identificación.[1] La rotación de la cabeza en 5° en torno al eje transversal no afectó la relación de las marcaciones con la línea media vertical ni con la horizontal verdadera.[9]

Algunas marcaciones anatómicas pueden ser útiles en una dimensión, pero no en otra. Por ejemplo, el Septum Nasal presenta un valor de error relativamente pequeño en el sentido horizontal y grande en el sentido vertical.[1]

Un reciente estudio[10] al evaluar la consistencia y precisión en la identificación de puntos anatómicos en imágenes de TCHC-3D de 19 pacientes concluyó que el punto con mayor consistencia en su marcación fue Sella. Si bien es cierto que es importante evaluar la consistencia del error de marcación en general, la comprensión de la consistencia en cada eje individual es esencial para apreciar cómo el error puede afectar las mediciones craneofaciales en las tres dimensiones. Por ejemplo: El punto Orbital (Or) ha sido tradicionalmente usado para establecer la horizontal de Frankfort. Con la adición de la dimensión transversal, este punto tiene el potencial para ser usado en análisis de altura de las orbitas. En el eje *x*, el punto Orbital se presentó en los últimos lugares de

consistencia, mientras que en los ejes *y*, *z* los valores de la reproducibilidad fueron menores a 1 mm. Por lo tanto Orbital es adecuado para establecer la horizontal de Frankfort y evaluar la altura de las órbitas, pero no para analizar diferencias en la posición transversal de las órbitas (hipo e hipertelorismo). En términos generales, si una marcación es considerada confiable en un eje, también debería serlo en los otros ejes. Sin embargo, se encontraron marcaciones que no siguieron esta lógica.[10]

En general las marcaciones en radiografías de pacientes, donde los tejidos blandos reducen la nitidez de los tejidos duros, son menos fiables.[1,10] Es importante tomar en cuenta estas diferencias cuando se aplica información de estudios realizados en cráneos óseos secos a la práctica clínica.[1]

La tomografía computarizada médica (TCM-3D), fue desarrollada para analizar estructuras tridimensionales en los tres planos del espacio y así proporcionar una imagen más cercana a la realidad; sin embargo, el costo del equipo, la mayor dosis de radiación,[11,12] la falsa posición de los tejidos blandos, la falta de nitidez en la oclusión debido a los artefactos y el acceso limitado para el paciente cráneo facial de rutina, limitan su uso.[12]

La TCHC-3D es otro método de diagnóstico por imagen, el cual permite graficar gran parte del cráneo con una secuencia rotacional de solo 360°.[12]

En anomalías complejas particulares, como asimetría facial o localización de dientes ectópicos, la TCHC-3D se torna necesaria para obtener información detallada para el plan de tratamiento y la evaluación del pronóstico terapéutico.[13]

Tiene como ventajas sobre la TCM-3D: resolución espacial submilimétrica[14], menos dosis de radiación[12,14] y menor tiempo,[14] posición natural verdadera de

tejidos blandos debido a la posición vertical del paciente, reducción de los artefactos a nivel de la oclusión, incremento del acceso de pacientes dentofaciales de rutina, facilidad de instalación de los equipos en el consultorio de cirugía u ortodoncia o clínicas privadas, menor costo.[12]

El daño debido a la dosis efectiva de los actuales equipos de TCHC-3D con campo de visualización grande, es varias veces mayor que el de una radiografía panorámica convencional y varias veces menor que las dosis reportadas para TCM-3D.[15] Por ejemplo, para una imagen de maxilar, mandíbula y ojos la TCM-3D emite 410 microSievert (μSv) de dosis efectiva, mientras que la TCHC-3D (Newtom 9000) 50 μSv.[12]

En general, hay una pequeña diferencia en la dosis de radiación para una radiografía digital panorámica o cefalométrica comparada con una radiografía adquirida de manera convencional, en gran parte debido al uso de pantallas intensificadoras. No ocurre lo mismo con imágenes intraorales en las cuales las imágenes digitales extraorales son comparadas con exposiciones intraorales directamente a la película, con una mayor dosis de exposición.[16]

La dosis efectiva de una serie radiográfica digital de toda la boca con colimador rectangular es de 34.9 μSv, mientras que con colimador circular es de 170.7 μSv. Para una serie radiográfica convencional con películas de velocidad D y colimador circular la dosis efectiva de radiación es de 388 μSv. Una radiografía de aleta de mordida ("*bitewing*") digital con colimador rectangular tiene como dosis efectiva 5 μSv. Una radiografía panorámica digital tiene como dosis efectiva entre 14.2 y 24.3 μSv. Una radiografía cefalométrica posteroanterior

digital tiene 5.1 μSv. Una radiografía cefalométrica lateral digital tiene 5.6 μSv.[17]

Si se toman radiografías digitales (panorámica más cefalométrica lateral más cefalométrica posteroanterior) la dosis de radiación efectiva total está entre 9.9 a 28.8 μSv (incluyendo glándulas salivales). Mientras que un volumen de TCHC-3D varía entre 58.9 a 1025.4 μSv. Finalmente se debe considerar que el promedio anual permitido de dosis de radiación natural en Estados Unidos es de 3000 μSv.[16]

Antecedentes

En 1994 Major y col.[1] evaluaron el error en la identificación de 52 puntos anatómicos en radiografías posteroanteriores digitalizadas de 33 cráneos óseos secos y 25 pacientes adultos. Hicieron mediciones intra e interobservador obteniendo resultados de valores en milímetros de desviación estándar de error ampliamente variables para el sentido vertical y horizontal además de ser diferentes para cráneos óseos secos con respecto a los valores en pacientes.

En 1996 Pirttiniemi y col.[18] evaluaron los efectos combinados de error en la identificación de puntos anatómicos en la vista frontal para el diagnóstico de asimetría facial. El estudio se realizó en 20 radiografías convencionales laterales y posteroanteriores de cráneos óseos secos con y sin marcadores metálicos, además fotografías de 20 pacientes. Realizaron evaluación intra e inter examinador. Los resultados fueron expresados en valores promedio y desviación estándar de error en milímetros. Concluyeron que los puntos más cercanos a la línea media anterior presentan menor error que aquellos que se alejan de la misma. Las medidas de ancho en la vista frontal son más sensibles a mininos

movimientos de la cabeza. Por lo tanto, debido a la combinación de errores, las medidas para evaluar el ancho en asimetría facial no deberían ser consideradas dado que la variabilidad en el error de las marcaciones puede ser mayor que la verdadera localización de los puntos anatómicos Por otro lado, no son suficientes las radiografías lateral y posteroanterior para el diagnóstico preciso de la asimetría facial.

En 1997 Kragskov y col.[19] evaluaron la reproducibilidad de puntos anatómicos en radiografías cefalométricas digitalizadas lateral y posteroanterior así como TCM-3D de cráneos óseos secos sin marcadores metálicos. Concluyeron que no existe ventaja de la TCM-3D sobre las radiografías cefalométricas con respecto a la confiabilidad de las marcaciones y que hay más error en las marcaciones en radiografía cefalométrica posteroanterior que en la lateral.

En 1999 Athanasiou y col.[20] estudiaron los errores aleatorios en la localización de 34 puntos anatómicos en 30 radiografías posteroanteriores digitalizadas de pacientes del archivo. Realizaron marcaciones intra e interobservador. Expresaron los resultados de error en valores en milímetros de desviación estándar. Encontraron que el error de digitalización de las radiografías es despreciable y no merece ser considerado; cada punto anatómico tiene su patrón característico de varianza, el error es similar en ambos lados y que existen diferencias significativas en las marcaciones de los diferentes puntos anatómicos tanto en la coordenada *x* como en *y*.

En el 2008 Leonardi y col.[3] realizaron una revisión sistemática sobre los artículos publicados en la literatura relacionados al error de identificación de puntos anatómicos en radiografía cefalométrica posteroanterior. Concluyeron

que son pocos los artículos existentes relacionados a este tema y que estos pocos presentan serios problemas metodológicos, por lo cual solamente el artículo de Pirttiniemi y col. (1996)[18] pudo ser incluido en la revisión dado que cumplió con los criterios de inclusión y exclusión de la revisión sistemática.

En el 2009a van Vlijmen y col.[21] compararon las mediciones lineales y angulares hechas en imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D con aquellas hechas en radiografías posteroanteriores convencionales de cráneos óseos secos. Solamente hicieron evaluación intraobservador. Concluyeron que existen diferencias significativas entre las mediciones angulares realizadas en radiografía posteroanterior convencional frente a las imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D por lo tanto no es posible realizar controles del tratamiento reemplazando un método por otro.

En el 2009b van Vlijmen y col.[22] hicieron una comparación entre las mediciones lineales y angulares de cefalometría 2D y cefalometría 3D en radiografía cefalométrica convencional posteroanterior y TCHC-3D de cráneos óseos secos. Realizaron solamente evaluación intraobservador. Encontraron diferencia significativa clínica para las mediciones angulares. Concluyeron que la que TCHC-3D no es recomendable para estudios longitudinales.

Por otro lado Varghese y col.[14] (2010) y Olmez y col.[2] (2011) realizaron estudios similares con el objetivo de comparar la reproducibilidad de mediciones cefalométricas lineales y medidas hechas directamente en cráneos óseos secos frente a valores de radiografías lateral y posteroanterior, e imágenes de TCM-3D. Ambos realizaron solamente evaluación intraobservador. Concluyeron que existe mejor reproducibilidad de medidas en las imágenes de TCM-3D en

comparación a las radiografías lateral y posteroanterior.

En el 2011 Damstra y col.[23] y De Moraes y col.[4] evaluaron la asimetría facial por medio de medidas lineales en RDPA-2D y TCHC-3D y medidas hechas directamente en cráneos óseos secos con marcadores metálicos. Realizaron evaluación intraobservador. Ambos estudios encontraron que los valores de TCHC-3D fueron más cercanos a los valores reales comparados con los de RDPA-2D con lo cual concluyeron que la TCHC-3D es un método altamente fiable para diagnóstico de asimetría facial.

En el 2011 Nur y col.[24] compararon la reproducibilidad de mediciones lineales y angulares en RDPA-2D e imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D de pacientes. Solamente evaluaron a modo intraobservador. No encontraron diferencia para medidas angulares, pero si para lineales, por lo tanto concluyeron que no se debe usar imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D en lugar de radiografías posteroanteriores convencionales en los casos de estudios longitudinales.

En el 2012 Kim y col.[25] al hacer un estudio de comparación de medidas lineales y angulares entre RDPA-2D e imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D de pacientes adultos con evaluaciones intra e interobservador; concluyeron que si se podría reemplazar a la RDPA-2D por imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D reconstruidas en la modalidad llamada “CT raycast”.

Mientras que en el futuro la superposición tridimensional de imágenes, la visualizacón del objetivo del tratamiento previa al tratamiento (VTO, en inglés) y el análisis facial serán de uso rutinario; en el presente las marcaciones de

puntos anatómicos son críticas para cuantificar el tamaño, la posición y la forma del cráneo, maxila, mandíbula y dentición.[10]

En busca de un mejor control del error, se necesita entender los patrones característicos del error de tal manera que el análisis no gire en torno de las marcaciones específicas de puntos, las mismas que podrían introducir un valor de error clínicamente significativo.[10]

Dado que no se ha encontrado en la literatura reportes sobre reproducibilidad de puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D con evaluaciones intra e interobservador y tomando en consideración los efectos de la radiación sobre humanos vivos, se decidió trabajar con imágenes de "objetos" inertes cercanos a la realidad clínica como son los cráneos óseos secos humanos con mandíbula.

El objetivo de este estudio fue comparar la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos humanos con mandíbula.

II.3. Justificación del estudio

En el Perú, la mayoría de pacientes con asimetría facial así como aquellos que requieren evaluación por deformidades dentomaxilofaciales, en el sentido horizontal, son diagnosticados mediante la radiografía cefalométrica posteroanterior.

En la actualidad, con la introducción de la TCHC-3D, los protocolos de diagnóstico en estomatología, especialmente en las áreas de ortodoncia y cirugía, están cambiando.

La presente investigación tiene importancia teórica debido a la evaluación de la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos del ARCF-2D, en RDPA-2D y TCHC-3D.

La importancia metodológica está en función a los protocolos de diagnóstico por imágenes con equipos tomográficos que cada vez emiten menor dosis de radiación para el paciente y muchas veces a costos más bajos con respecto a los tradicionales exámenes radiográficos (2D).

Finalmente, la importancia social está basada en encontrar un examen adecuado para un buen diagnóstico que permita realizar un adecuado tratamiento y por ende repercutir en la mejora de calidad de vida de los pacientes con deformidades dentomaxilofaciales.

II.4. Hipótesis

La reproducibilidad de las marcaciones de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante TCHC-3D es similar a la de la RDPA-2D.

II.5. Objetivos

II.5.1. Objetivo general

Comparar la reproducibilidad en la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D y TCHC-3D.

II.5.2. Objetivos específicos

1. Evaluar la reproducibilidad intraobservador de la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D en las coordenadas *x*, *y*.

2. Evaluar la reproducibilidad interobservador de la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D en las coordenadas *x*, *y*.

3. Evaluar la reproducibilidad intraobservador de la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante TCHC-3D en las coordenadas *x*, *y*, *z*.

4. Evaluar la reproducibilidad interobservador de la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante TCHC-3D en las coordenadas *x*, *y*, *z*.

5. Comparar el error milimétrico intraobservador en la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D entre RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido horizontal (coordenada *x*) y sentido vertical (coordenada *y*).

6. Comparar el error milimétrico interobservador en la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D entre RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido horizontal (coordenada *x*) y sentido vertical (coordenada "*y*").

7. Evaluar la significancia estadística entre RDPA-2D y TCHC-3D para la ubicación de los puntos anatómicos usados en el ARCF-2D.

III. METODOLOGÍA

III.1. Diseño de estudio

Observacional, comparativo, longitudinal y prospectivo.

III.2. Muestra

La muestra consistió en imágenes de RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos con mandíbula. El tamaño de la muestra se obtuvo mediante la fórmula para comparar dos medias:

$$n = \frac{2(Z_\alpha + Z_\beta)^2 * S^2}{d^2} = 16$$

Donde:

Z_α (coeficiente de confiabilidad) = 1.645 (95%)

Z_β (potencia de la prueba) = 0.842 (80%)

S (varianza) = 4

d (precisión) = 1.75

Los datos fueron obtenidos del piloto. Aplicando la fórmula se obtuvo que n es igual a 16. Por lo tanto la muestra fue de 16 imágenes de RDPA-2D y 16 de TCHC-3D de cráneos óseos secos humanos con mandíbula, cantidad mayor a la de los antecedentes.[2,4,14,19,23]

III.2.1. Criterios de inclusión

- Imágenes de RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos con mandíbula que tengan alta calidad de resolución y nitidez.
- Imágenes de RDPA-2D de cráneos óseos secos con mandíbula con

el plano de Frankfort paralelo al piso.

III.2.2. Criterios de exclusión

- Imágenes de RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos con artefactos metálicos y ruido.
- Imágenes de RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos con mandíbula que presenten cortes sagitales o coronales.

III.3. Operacionalización de las variables (Anexo1).

Variable dependiente.-

Reproducibilidad de la ubicación de puntos anatómicos definida como la cercanía de las mediciones del mismo punto anatómico mediante el sistema de coordenadas, variable cuantitativa contínua medida en escala de razón que tiene como dimensiones:

- Valores de medición intraobservador con indicadores en las coordenadas *x*, *y*, *z* expresados en milímetros (mm).
- Valores de medición interobservador con indicadores en las coordenadas *x*, *y*, *z* expresados en milímetros (mm).

Variable independiente.-

Método de diagnóstico por imagen definido como examen auxiliar para hacer diagnóstico por imágenes, variable cualitativa dicotómica medida en escala nominal teniendo como indicadores la técnica de obtención de imagen.

III.4. Procedimientos y técnicas

Se realizó un estudio piloto con el fin de evaluar las técnicas de ejecución de la investigación, los instrumentos de medición y las fichas de recolección de datos así como el plan de análisis en relación con los objetivos de la investigación y verificar que los procedimientos se lleven a cabo según el cronograma propuesto.

La investigadora principal fue previamente capacitada y calibrada para la identificación de las marcaciones anatómicas y el manejo de software Avizo® Standard (Visualization Sciences Group, Massachusetts, Estados Unidos), tanto para imágenes de RDPA-2D como TCHC-3D, obteniendo resultados de buena correlación por encima de 0.70.[26]

Se utilizó los equipos del Servicio de Radiología Oral de la Clínica de Postgrado de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia – Sede San Isidro (Lima, Perú) para la toma de RDPA-2D (Sirona, Orthophos XG5 DS/Ceph, Bensheim, Alemania) y TCHC-3D (Sirona, Galileos Comfort, Bensheim, Alemania) de 16 cráneos óseos secos con mandíbula en buen estado de conservación ósea pertenecientes a estudiantes de odontología y odontólogos voluntarios dispuestos a colaborar con la investigación.

Para la toma de RDPA-2D, se posicionó la mandíbula al cráneo óseo seco con cinta adhesiva transparente (para embalaje) en máxima intercuspidación. Luego, se fijó el cráneo óseo seco con mandíbula al cefalostato con cinta adhesiva transparente (para embalaje) con el plano de Frankfort paralelo al piso y la línea medio sagital centrada (Anexo 2).

Para la adquisición de la TCHC-3D, se colocó sobre el piso un banco de madera

de 80 cm. de altura, sobre éste una caja de cartón de 25 cm de altura y finalmente un cilindro de plástico de 25 cm. de altura y 15 cm. de diámetro, todos ellos con el fin de dar soporte al cráneo óseo seco con mandíbula. Sobre el cilindro se colocó el cráneo óseo seco con mandíbula cuidando de que la línea medio sagital coincida con la luz laser central (Anexo 3). Todas las imágenes fueron obtenidas por la misma persona, en un solo día, bajo los mismos parámetros.

Después de obtenidas las imágenes de RDPA-2D (receptor: CCD, tamaño aproximado de imagen de 230 x 6,48 mm, distancia foco-sensor de 1.71 m con exposición de 80 kV, 14mA y 9.1 s) y TCHC-3D (receptor: intensificador de imagen, en programa de alta resolución, campo de visualización de 15x15x15 cm^3, con exposición de 85 kV y 21 mAs, tamaño de vóxel 0,3 x 0,3 x 0,3 mm^3, duración de la exploración 14 segundos, tiempo de exposición efectivo 6 segundos, tiempo de reconstrucción 2.5 minutos, escala de grises 12 bits) fueron convertidas al formato de comunicación en imágenes digitales de medicina (DICOM, en inglés) para luego almacenarlas en la memoria de la computadora y posteriormente poder analizarlas utilizando la versión prueba del software Avizo® Standard.

El software Avizo® Standard consta de un sistema predeterminado de ejes de coordenadas cuyo centro está ubicado por fuera del objeto de estudio, en la esquina de una matriz cubica, con las denominaciones iniciales de ejes de coordenadas *xi*, *yi* y *zi*. Este sistema de coordenadas es el mismo cada vez que se carga la misma imagen en el software. En RDPA-2D, el eje *x* (horizontal) va de derecha a izquierda y el eje *y* (vertical) va de arriba hacia abajo. En TCHC-2D,

el eje *x* (horizontal) va de derecha a izquierda, el eje *y* (anteroposterior) va de adelante hacia atrás y el eje *z* (vertical) va de arriba hacia abajo. El signo negativo en los valores milimétricos indica la orientación del error. Los valores positivos corresponden a derecha, adelante y arriba, mientras que los valores negativos a izquierda, atrás, y abajo.

Para las coordenadas obtenidas de la TCHC-3D, el software Avizo® Standard generó valores en milímetros. La información de TCHC-3D no tiene magnificación (1:1), para lograr comparaciones verdaderas la magnificación de las imágenes cefalométricas posteroanteriores fueron evaluadas tal cual se importaron desde el software Avizo® Standard, es decir sin hacer acercamiento o alejamiento de la imagen ya que si se hicieran estas acciones la RDPA-2D presentaría errores geométricos por magnificación y distorsión.

En una ventana general de Avizo® Standard, es posible observar la imagen del cráneo óseo seco en reconstrucción 3D y a la vez desactivar esta opción para observarla a modo de imagen 2D (axial, coronal y sagital), lo mismo se puede hacer para visualizar las marcaciones. Con este método, las marcaciones se realizan de manera más precisa.

Una vez importadas las RDPA-2D y TCHC-3D en el software Avizo® Standard, la investigadora principal realizó las marcaciones de los 12 puntos anatómicos en cada imagen en tres ocasiones (cinco juegos de imágenes de cráneos por día con un intervalo de 48 horas), y en una ocasión por el otro investigador (experto en manejo de software 3D con 10 años de experiencia en investigación de imágenes de TCHC-3D). Los 12 puntos anatómicos usados en la investigación están descritos en el (Anexo 4). Las marcaciones se hicieron de manera manual

sobre imágenes digitales visualizadas en el monitor del computador con ayuda de un mouse óptico. Para realizar las marcaciones de los puntos anatómicos en TCHC-3D se realizaron cortes sagitales, axiales y coronales así como reconstrucción de imagen en 3D.

Para el cegamiento de la investigadora principal, las imágenes de todos los cráneos óseos secos con mandíbula fueron inicialmente codificadas y luego seleccionadas de manera aleatoria para realizar las marcaciones siguiendo el orden listado de los puntos anatómicos.

Los datos obtenidos de las marcaciones (valores en milímetros) fueron almacenados en una base de datos en el programa Excel (Microsoft, Redmond, Washington, Estados Unidos) (Anexo 5).

III.5. Consideraciones éticas

Todo estudiante de odontología, durante su formación profesional, cuenta con un cráneo óseo seco humano con mandíbula para sus estudios de anatomía humana. Se obtuvo cráneos óseos secos con mandíbula, en calidad de préstamo, de estudiantes y odontólogos voluntarios dispuestos a colaborar con la investigación.

Se obtuvo autorización para la ejecución del proyecto por parte del Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia (código 58596), calificándolo como “Exonerado de Revisión” (Anexo 6).

Se obtuvo autorización del Servicio de Radiología de la Clínica de Postgrado de la Facultad de Estomatología de la Universidad Peruana Cayetano Heredia – Sede San Isidro (Lima, Perú) para la realización de la investigación.

III.6. Plan de análisis

Los valores de la base de datos en Excel fueron importados desde el programa Statistical Package for Social Sciences (SPSS 17.0 Inc., Chicago, Illinois, Estados Unidos).

Para evaluar la reproducibilidad intraobservador se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (CCI). Se utilizó también el CCI para calcular la reproducibilidad interobservador comparando el segundo grupo de marcaciones de la investigadora principal con el único grupo de marcaciones del otro investigador.

Para comparar las diferencias de los promedios de error en la ubicación de los puntos anatómicos entre RDPA-2D y TCHC-3D (coordenadas *x*, *y* para RDPA-2D; *x*, *y*, *z* para TCHC-3D) se realizó el análisis univariado obteniendo el promedio, la desviación estándar, el valor mínimo y el valor máximo.

Para el análisis bivariado para muestras independientes, se realizó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk con la finalidad de determinar si existe o no distribución normal de los datos. Se obtuvieron resultados con y sin distribución normal. Por lo tanto se aplicó una prueba paramétrica y no paramétrica (Prueba T y U de Mann Whitney respectivamente) para así evaluar la significancia estadística entre ambos métodos de diagnóstico.

IV. RESULTADOS

Todos los valores de correlación para la marcación intraobservador en RDPA-2D para las coordenadas *x*, *y* fueron mayores a 0.80 (Tabla 1).

Todos los valores de correlación para la marcación interobservador en RDPA-2D para las coordenadas *x*, *y* fueron mayores a 0.87 (Tabla 2).

Todos los valores de correlación para la marcación intraobservador en TCHC-3D para las coordenadas *x*, *y*, *z* fueron mayores a 0.78 (Tabla 3).

La mayoría de valores de correlación para la marcación interobservador en TCHC-3D para las coordenadas *x*, *y*, *z* fueron mayores a 0.71 a excepción de los puntos OML y ANS que presentaron valores de 0.67 y 0.68 respectivamente (moderada reproducibilidad) y NCR con 0.39 (pobre reproducibilidad) para la coordenada *x* (Tabla 4).

La mayoría de los promedios de las diferencias de error intraobservador en la ubicación de los puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido horizontal (coordenada *x*) fueron menores de 1.5 mm, a excepción de IOR (3.38 mm), IOL (5.13 mm) y ME (4.48 mm) en RDPA-2D. Además, todos los puntos anatómicos, a excepción de POL y AGL, presentaron valores menores o iguales de promedio de diferencia de error en TCHC-3D con respecto a RDPA-2D (Tabla 5).

La mayoría de los promedios de las diferencias de error intraobservador en la ubicación de los puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido vertical (coordenada *"y"*) fueron menores de 1.42 mm, a excepción de OMR (2.58 mm), OML (4.88 mm), IOL (2.78 mm), POR (2.38 mm), en RDPA-2D. Además, todos los puntos anatómicos, a excepción de POL, ANS y AGR

presentaron valores menores de promedio de diferencia de error en TCHC-3D con respecto a RDPA-2D (Tabla 6).

La mayoría de los promedios de la diferencia de error interobservador en la ubicación de los puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido horizontal (coordenada *x*) fueron menores de 1.35 mm, a excepción de NCR (1.55 mm), en TCHC-3D. Además, todos los puntos anatómicos, a excepción de POR presentaron valores menores de promedio de diferencia de error en RDPA-2D con respecto a TCHC-3D (Tabla 7).

La mayoría de los promedios de las diferencias de error interobservador en la ubicación de los puntos anatómicos en RDPA-2D y TCHC-3D en el sentido vertical (coordenada *"y"*) fueron menores de 1.48 mm, a excepción de IOR (1.70 mm), en TCHC-3D. Además todos los puntos anatómicos presentaron valores menores de promedio de diferencia de error en RDPA-2D con respecto a TCHC-3D (Tabla 8).

Finalmente, en el sentido horizontal (coordenada *x*) no existe diferencia estadística significativa ($p<0.05$) en realizar las marcaciones en RDPA-2D ó en TCHC-3D, a excepción de NCR (0.02), AGL (0.03) y ME (0.02) para las marcaciones interobservador; mientras que en el sentido vertical (coordenada *"y"*) existen más puntos que presentan diferencia estadística significativa al hacer las marcaciones en RDP-2D ó en TCHC-3D, especialmente en OML (0.02), POR (0.03) para las marcaciones intraobservador; y IOR (0.02), IOL (0.05), ANS (0.03) para las marcaciones interobservador (Tablas 5, 6, 7 y 8).

TABLA 1

Valores de correlación intraobservador en radiografía en las coordenadas *x, y*.

Punto anatómico	x	y
OMR	0.96	0.93
OML	0.96	0.91
IOR	0.92	0.88
IOL	0.91	0.90
NCR	0.97	0.97
NCL	0.99	0.94
POR	0.99	0.86
POL	0.98	0.80
ANS	0.99	0.99
AGR	0.99	0.99
AGL	0.99	0.99
ME	0.96	0.99

Prueba de coeficiente de correlación intraclase.

TABLA 2

Valores de correlación interobservador en radiografía en las coordenadas *x*, *y*.

Punto anatómico	x	y
OMR	0.99	0.97
OML	0.98	0.97
IOR	0.97	0.97
IOL	0.97	0.99
NCR	0.99	0.99
NCL	0.99	0.98
POR	0.99	0.93
POL	0.99	0.87
ANS	0.99	0.99
AGR	0.99	1
AGL	0.99	0.99
ME	0.99	0.99

Prueba de coeficiente de correlación intraclase.

TABLA 3

Valores de correlación intraobservador en tomografía en las coordenadas *x*, *y*, *z*.

Punto anatómico	x	y	z
OMR	0.97	0.84	0.98
OML	0.88	0.78	0.98
IOR	0.84	0.89	0.99
IOL	0.84	0.94	0.99
NCR	0.96	0.92	0.98
NCL	0.92	0.94	0.98
POR	0.93	0.96	0.95
POL	0.80	0.97	0.95
ANS	0.95	0.95	0.96
AGR	0.95	0.85	0.92
AGL	0.93	0.97	0.90
ME	0.92	0.98	0.99

Prueba de coeficiente de correlación intraclase.

TABLA 4

Valores de correlación interobservador en tomografía en las coordenadas *x*, *y*, *z*.

Punto anatómico	x	y	z
OMR	0.71	0.93	0.96
OML	0.67	0.91	0.96
IOR	0.74	0.93	0.96
IOL	0.80	0.88	0.95
NCR	0.39	0.83	0.96
NCL	0.76	0.94	0.97
POR	0.94	0.97	0.95
POL	0.91	0.95	0.96
ANS	0.68	0.86	0.95
AGR	0.80	0.91	0.95
AGL	0.93	0.94	0.96
ME	0.72	0.91	0.86

Prueba de coeficiente de correlación intraclase.

TABLA 5

Comparación del error intraobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografía en el sentido horizontal (coordenada *x*).

Punto anatómico	RADIOGRAFÍA				TOMOGRAFÍA				p
	X	de	Min	Max	X	de	Min	Max	
OMR	-0.64	5.96	-22.40	3.20	-0.10	0.36	-0.93	0.47	0.18
OML	1.50	4.69	-3.33	16.00	-0.13	0.80	-2.93	0.60	0.36
IOR	-3.38	8.24	-19.33	9.33	-0.05	0.91	-1.40	1.93	0.12*
IOL	-5.13	11.77	-28.67	12.67	-0.42	1.40	-4.00	2.00	0.12*
NCR	-0.78	4.44	-9.53	6.67	0.03	0.44	-0.93	1.27	0.28
NCL	-0.25	3.34	-3.33	9.33	-0.15	0.76	-2.93	0.33	0.45
POR	-0.17	3.01	-6.00	3.33	0.17	1.73	-3.20	3.27	0.70*
POL	0.25	2.80	-3.33	3.33	0.33	3.02	-6.00	7.33	0.76
ANS	-0.59	1.26	-3.13	0.00	0.13	0.39	-0.73	0.73	0.15
AGR	0.42	1.93	3.33	3.33	0.10	0.54	-0.80	1.53	0.88
AGL	0.21	2.49	-6.67	3.33	0.25	1.59	-1.33	4.67	0.34
ME	-4.48	9.13	-25.40	3.40	0.30	0.67	-0.73	1.73	0.15

Prueba de U de Mann Whitney.

*Prueba T.

$p<0.05$: Existe diferencia significativa.

TABLA 6

Comparación del error intraobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografía en el sentido vertical (coordenada *"y"*).

Punto anatómico	RADIOGRAFÍA				TOMOGRAFÍA				p
	X	de	Min	Max	X	de	Min	Max	
OMR	2.58	8.96	-12.67	16.00	0.09	1.20	-1.33	2.67	0.90
OML	4.88	10.92	-19.33	25.33	0.04	1.34	-2.67	3.33	0.02
IOR	1.42	8.94	-15.87	15.87	-0.27	0.89	-3.47	0.60	0.13
IOL	2.78	7.44	-3.33	25.67	-0.26	1.05	-4.00	0.67	0.45
NCR	0.65	8.71	-15.87	22.00	-0.44	1.44	-5.00	1.33	0.79
NCL	-1.35	11.52	-19.00	28.67	-0.33	1.07	-4.07	0.73	0.09
POR	2.38	3.90	-3.13	9.53	0.37	2.19	-3.73	6.53	0.03*
POL	0.63	3.14	-3.20	6.67	0.82	1.92	-1.27	6.87	0.97
ANS	-0.20	3.08	-3.33	6.67	-0.56	2.10	-7.93	1.07	0.54
AGR	-0.38	1.42	-3.33	2.67	0.50	2.06	-0.33	8.20	0.66
AGL	0.71	1.76	-2.67	4.67	0.56	2.39	-0.47	9.47	0.21
ME	1.08	2.67	-2.67	8.00	0.01	0.14	-0.33	0.20	0.47

Prueba de U de Mann Whitney.

*Prueba T.

$p<0.05$: Existe diferencia significativa.

TABLA 7

Comparación del error interobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografía en el sentido horizontal (coordenada *x*).

Punto anatómico	RADIOGRAFÍA				TOMOGRAFÍA				p
	X	de	Min	Max	X	de	Min	Max	
OMR	0.04	1.78	-2.03	2.00	1.35	2.20	-2.95	3.23	0.08
OML	0.19	1.83	-2.33	2.40	0.53	2.40	-2.67	5.31	0.65*
IOR	0.29	1.63	-1.91	2.17	0.96	2.39	-3.11	6.50	0.47
IOL	0.12	1.91	-2.15	2.23	0.98	2.80	-3.40	5.62	0.32*
NCR	-0.23	1.69	-2.35	2.41	1.55	2.04	-2.40	3.12	0.02
NCL	-0.04	1.72	-2.46	2.32	0.36	2.06	-2.29	3.05	0.55*
POR	0.23	1.60	-1.98	2.18	0.06	2.16	-3.41	3.36	0.81*
POL	-0.01	1.80	-2.23	2.39	0.67	2.73	-5.45	3.62	0.41*
ANS	-0.13	1.86	-2.02	2.02	0.79	2.40	-2.36	3.53	0.18
AGR	-0.08	1.65	-2.29	2.14	1.26	2.28	-3.12	3.64	0.07*
AGL	-0.36	1.64	-2.44	2.28	1.05	1.74	-1.95	3.70	0.03*
ME	-0.56	1.73	-2.03	2.12	1.34	2.20	-2.78	5.19	0.02

Prueba de U de Mann Whitney.

*Prueba T.

$p<0.05$: Existe diferencia significativa.

TABLA 8

Comparación del error interobservador (mm) en la ubicación de puntos anatómicos en radiografía y tomografía en el sentido vertical (coordenada *"y"*).

Punto anatómico	RADIOGRAFÍA				TOMOGRAFÍA				p
	X	de	Min	Max	X	de	Min	Max	
OMR	-0.39	1.60	-2.33	2.04	0.62	2.51	-2.68	3.90	0.19*
OML	0.00	1.59	-2.07	2.19	0.98	2.44	-2.55	4.64	0.19*
IOR	-0.07	1.71	-2.20	2.03	1.70	2.28	-2.07	6.46	0.02*
IOL	-0.25	1.62	-2.05	2.02	1.33	2.62	-2.35	5.82	0.05*
NCR	0.16	1.68	-2.03	2.04	0.97	2.47	-2.41	3.77	0.27
NCL	0.52	1.67	-2.00	2.18	0.54	2.19	-4.00	3.51	0.94
POR	0.31	1.66	-2.03	2.03	0.51	2.77	-3.68	4.50	0.76
POL	-0.22	1.61	-2.04	2.10	1.12	2.28	-3.04	3.89	0.07*
ANS	-0.46	1.68	-2.33	2.13	1.48	2.86	-2.37	9.24	0.03*
AGR	0.32	1.83	-2.10	2.47	0.42	2.00	-3.02	3.11	0.85
AGL	0.05	1.73	-1.93	2.20	-0.77	1.99	-4.01	2.98	0.39
ME	0.12	1.83	-2.42	2.36	0.93	2.25	-2.20	3.37	0.27*

Prueba de U de Mann Whitney.

*Prueba T.

$p<0.05$: Existe diferencia significativa.

V. DISCUSIÓN

El objetivo del estudio fue comparar la reproducibilidad en la ubicación de puntos anatómicos usados en el ARCF-2D mediante RDPA-2D y TCHC-3D de cráneos óseos secos humanos con mandíbula.

Se entiende por reproducibilidad, o precisión, a la proximidad o cercanía de mediciones sucesivas hechas del mismo objeto.[8] Al evaluar la reproducibilidad de las mediciones en radiografía posteroanterior, Richardson[27] (1967) concluyó que un observador no puede reproducir exactamente las medidas hechas por otro observador; en el estudio se encontró gran variabilidad en los valores de marcación de puntos anatómicos, tanto para RDPA-2D como para TCHC-3D, esto coincide con los hallazgos de Baumrind y col.[7] (1971).

Según Gravely (1974), citado por Lagravère y col.[28] (2010), los valores de error intraobservador en la identificación de puntos anatómicos, son generalmente inferiores que los de interobservador. En el estudio se encontró que las marcaciones intraobservador presentaron menos error en TCHC-3D mientras que para las marcaciones interobservador la RDPA-2D presentó menores valores de error. Esta diferencia está muy relacionada con la experiencia del observador, la definición precisa del punto anatómico y la familiaridad para hacer las marcaciones en imágenes con tres dimensiones.

Para Naslund y col.[29] (1998), la localización de puntos anatómicos no se afecta por la disminución de la dosis de radiación en tanto que la principal influencia es la variación interobservador. En el estudio, las comparaciones de los promedios de las diferencias de las marcaciones en 2D y 3D demostraron que en el sentido horizontal (coordenada x) no existe diferencia estadística en realizar las

marcaciones intraobservador entre RDPA-2D y TCHC-3D; mientras que para marcaciones interobservador sí hay diferencia estadística para los puntos NCR (0.02), AGL (0.03) y ME (0.02). En el sentido vertical (coordenada "*y*") existe diferencia estadística entre hacer las marcaciones en RDPA-2D ó en TCHC-3D para los puntos OML (0.02), POR (0.03), IOR (0.02), IOL (0.05), ANS (0.03). Esto da muestra de la variabilidad en las marcaciones y la dificultad para localizar un punto en una determinada coordenada a diferencia de otra que no presenta valor alto de error.

Para tomar en consideración qué puntos utilizar en un análisis cefalométrico, es importante saber qué es lo que se quiere medir. Algunos puntos presentaron menor error en una coordenada con respecto a otra. Por ejemplo, el punto Mentoniano (ME) presenta valor de error intraobservador relativamente pequeño en el sentido horizontal (1.08 mm) y grande en el sentido vertical (4.48 mm) para RDPA-2D. Si se desea usar un punto anatómico con fines de investigación en la cual el mismo examinador repetirá las marcaciones, entonces es conveniente tomar en cuenta los valores de intraobservador, pero si lo que se desea es darle aplicación clínica, en la cual diferentes examinadores harán las marcaciones, entonces los valores de interobservador son los que se deben tomar en consideración.[1,28] En el estudio se obtuvieron valores variados, hubo menos error en marcaciones intraobservador para TCHC-3D lo que muestra un excelente aplicabilidad en investigación y por qué no en la clínica siempre y cuando sea el mismo observador quien haga las marcaciones en diferentes momentos del tratamiento.

De acuerdo a Miller (1966) y Savara (1966), citados por Trpkova y col.[30] (1997),

la variabilidad en la identificación de puntos anatómicos es cinco veces mayor que la de las mediciones, por lo tanto es importante evaluar la magnitud del error en función de la identificación de puntos. La precisión de los trazados depende más de la localización de los puntos anatómicos y es la principal fuente de error.[31] Es por este motivo que en el estudio se prefirió evaluar la reproducibilidad en la ubicación de puntos anatómicos en lugar de comparar mediciones entre puntos.

De acuerdo a Lagravère y col.[28] (2010) la diferencia de promedios en la identificación de puntos menor a 1 mm es aceptable clínicamente; entre 1 y 2 mm, es útil en la mayoría de análisis; y mayores a 2 mm, se deben usar con precaución.[28] Estos valores concuerdan con el presente estudio, en el cual la mayoría de los promedios de diferencias de error fueron menores a 1.5 mm.

En 2009b van Vlijmen y col.[22] hicieron una comparación entre las mediciones de cefalometría 2D y cefalometría 3D en radiografía cefalométrica posteroanterior y TCHC-3D de 40 cráneos óseos secos sin marcadores metálicos. Evaluaron solamente los valores de error intraobservador de 12 mediciones lineales y angulares. Consiguieron valores promedio de buena correlación (2D: 0.70 y 3D: 0.79). A pesar de que los valores más reproducibles fueron los de las mediciones en imágenes de TCHC-3D, concluyeron que existe una diferencia clínica significativa entre las mediciones angulares realizadas en radiografía cefalométrica convencional posteroanterior en comparación con las mediciones hechas en TCHC-3D; por lo tanto las mediciones de cefalometría en imágenes 3D no son recomendables para investigaciones longitudinales en los casos de que solamente exista archivos de imágenes 2D del pasado. A diferencia de éste, en el presente estudio se comparó la reproducibilidad de marcaciones y no de

mediciones entre RDPA-2D y TCHC-3D mediante evaluación intra e interobservador. Para la evaluación intraobservador se obtuvo valores de correlación altos, por encima de 0.80 (2D) y 0.78 (3D); mientras que para la evaluación interobservador los valores estuvieron por encima de 0.87 (2D), en los 12 puntos anatómicos, y 0.67 (3D) en la mayoría de los puntos anatómicos a excepción de NCR (0.39). La diferencia de valores de correlación intra e interobservador es notoria, por lo general en la mayoría de estudios solamente realizan evaluación intraobservador.

En 2011 Damstra y col.[23] con el fin de buscar un método diagnóstico confiable para asimetría facial realizaron un estudio comparativo entre RDPA-2D y TCHC-3D, para tal efecto usaron seis cráneos óseos secos con marcadores metálicos y evidente asimetría mandibular. Midieron 14 distancias lineales en RDPA-2D, TCHC-3D y directamente en el cráneo. Solamente realizaron evaluación intraobservador. Encontraron alta correspondencia entre las medidas físicas en cráneo con las de la TCHC-3D y no muy buena correspondencia entre las medidas de RDPA-2D con las físicas. Concluyeron que la TCHC-3D es un método de diagnóstico fiable para los casos de asimetría facial. El mismo año, De Moraes y col.[4] encontraron similares resultados al evaluar 20 medidas lineales en RDPA-2D y TCHC-3D de 10 cráneos óseos secos con marcadores metálicos. Igualmente solo realizaron evaluación intraobservador. También validaron a la TCHC-3D como un método diagnóstico fiable para la asimetría facial. En ambos estudios realizaron mediciones en tres ocasiones por un solo observador, sin evaluar la reproducibilidad de los puntos anatómicos dado que utilizaron marcadores metálicos para eliminar la presencia de error de marcación. En el presente estudio

se comparó valores reales de error intra e interobservador de marcaciones de puntos anatómicos, por ello fue necesario hacerlo sin marcadores metálicos, además de que en la práctica no es posible colocarlos en el cráneo del paciente. Queda para futuras investigaciones evaluar ambos aspectos en conjunto (marcaciones sin marcadores metálicos y mediciones).

La definición de las marcaciones es también un factor importante para la disminución de los errores,[1] pero aun existe publicaciones sobre la localización exacta de los puntos anatómicos en 3D, incluso los expertos podrían discrepar en la localización ideal lo que significa que no existe "verdad absoluta".20 De Oliveira y col.[32] (2009), evaluaron la identificación de marcaciones en TCHC-3D de 12 pacientes previos a una cirugía, tres observadores evaluaron al paciente en tres ocasiones demostrando excelente confiabilidad intra e interobservador con técnicas correctas de entrenamiento y calibración lo que hace reflexionar sobre la vital importancia de una debida capacitación y calibración por parte de los investigadores. Para el estudio se realizaron capacitaciones y calibraciones previas entre los observadores tanto para imágenes 2D como para 3D obteniendo resultados de buena correlación (por encima de 0.70). Las diferencias mayores entre algunas marcaciones no se debieron a la falta de comprensión de la definición del punto anatómico o a la falta de habilidad para localizar el punto en una imagen 3D entre los observadores, sino a un error en el desempeño técnico del software Avizo® Standard. Si bien es cierto que el software es muy desarrollado y cuenta con varias herramientas, conseguir buen rendimiento sin perder calidad de imagen resulta imposible si no se cuenta con una computadora que tenga especificaciones técnicas para 3D, esto influyó en la calidad y velocidad

de las marcaciones anatómicas.

Por otro lado, lo que se hizo en la presente investigación fue estandarizar conceptos entre los observadores para realizar marcaciones intra e interobservador. Para localizar en la TCHC-3D los puntos OMR, OML IOM IOL, POR, POL, ANS, AGR, AGL y ME, se tomó en consideración las propuestas de definición 3D de publicaciones anteriores[10,12,32,33]. Para ubicar los puntos NCR y NCL, éstos se marcaron en el vértice del borde antero lateral más externo de la fosa nasal derecha e izquierda respectivamente.

De Oliveira y col.[32] (2009), evaluaron la identificación de marcaciones en TCHC-3D de 12 pacientes previos a una cirugía, tres observadores evaluaron al paciente en tres ocasiones demostrando excelente confiabilidad intra e interobservador con técnicas correctas de entrenamiento y calibración lo que hace reflexionar sobre la vital importancia de una debida capacitación y calibración por parte de los investigadores. Para el estudio se realizaron capacitaciones y calibraciones previas entre los observadores tanto para imágenes 2D como para 3D obteniendo resultados de buena correlación (por encima de 0.70). Las diferencias mayores entre algunas marcaciones no se debieron a la falta de comprensión de la definición del punto anatómico o a la falta de habilidad para localizar el punto en una imagen 3D entre los observadores, sino a un error en el desempeño técnico del software Avizo® Standard. Si bien es cierto que el software es muy desarrollado y cuenta con varias herramientas, conseguir buen rendimiento sin perder calidad de imagen resulta imposible si no se cuenta con una computadora que tenga especificaciones técnicas para 3D, esto influyó en la calidad y velocidad de las marcaciones anatómicas.

Se debe tener también cuidado en no pretender tomar valores de error recogidos de imágenes de cráneos óseos secos para aplicarlos en pacientes y viceversa. El contraste de la imagen es mayor cuando el hueso es irradiado sin aire, como es el caso de cráneos óseos secos, a que cuando el hueso tiene tejido blando, como es el caso de los sujetos. La adquisición de imágenes de cráneos óseos secos permite hacer mediciones con alta precisión por el alto contraste, lo que facilita la identificación de estructuras anatómicas y sus límites. En presencia de tejido blando alrededor del hueso, no solamente reduce su contraste, sino también presenta una fuente adicional de radiación dispersa (secundaria) con lo cual se altera el contraste de la imagen comprometiendo la precisión de la localización de los puntos.[34] A parte de la atenuación por los tejidos blandos, la precisión de las mediciones entre diferentes puntos anatómicos se puede ver afectada debido a la reducción de la calidad de imagen por los artefactos metálicos y el movimiento del paciente. En el presente estudio, dado que se trabajó con cráneos óseos secos sin objetos metálicos, se eliminó la posibilidad de presencia de artefactos y movimiento del "paciente".

Según Cook (1980), citado por Houston[8] (1983), en una radiografía cefalométrica lateral, pequeñas rotaciones de la cabeza no significan mayor distorsión, pero en la incidencia posteroanterior puede conducir a un error diagnóstico de asimetría. En el estudio fue la misma persona quien hizo todas las adquisiciones de imágenes con los mismos parámetros configurados en los equipos en un solo día. Se utilizaron imágenes radiográficas adquiridas de manera digital directa y tomografías de alta resolución cuyo software de manejo de imágenes permitió modificar la escala de grises, el acercamiento o alejamiento de las mismas, la

visualización multiplanar y la renderización de las imágenes. Todo ello facilitó la ubicación de los puntos anatómicos.

En el 2011 Ganguly y col.[34] concluyeron que el equipo Galileos es confiable para evaluar mediciones lineales entre puntos anatómicos de la mandíbula en presencia de tejidos blandos. La presente investigación fue realizada con éste equipo. Las medidas lineales entre estructuras anatómicas de la medida hechas en imágenes del equipo Galileos con presencia de tejidos blandos son lo suficientemente precisas para el uso clínico,[34] con lo cual se podría realizar futuros estudios similares, pero en sujetos.

Existen múltiples publicaciones[6,12,14,28,29,36-49] sobre la reproducibilidad de marcaciones de puntos anatómicos y mediciones en radiografía lateral y tomografía, tanto de cráneos óseos secos como de sujetos. No obstante, se ha encontrado en la literatura muy pocos reportes sobre reproducibilidad de marcación de puntos anatómicos en radiografía posteroanterior y tomografía[1,18,19,20], esto debido a la dificultad de reproducir la posición de la cabeza, la presencia de error en la identificación de puntos anatómicos y la pobre reproducibilidad de marcaciones.[1,8,20] En el 2008 Leonardi y col.[3] realizaron una revisión sistemática al respecto y concluyeron que existe limitada evidencia disponible sobre los errores aleatorios en la localización de puntos anatómicos en radiografía posteroanterior. No se ha encontrado en la literatura reportes sobre reproducibilidad de puntos anatómicos en el sentido horizontal (posteroanterior) en RDPA-2D y TCHC-3D con evaluación intra e interobservador, la presente investigación representa la primera con estas características.

En 1997 Kragskov y col.[19] evaluaron la reproducibilidad de 26 puntos anatómicos

en radiografías cefalométricas digitalizadas lateral y posteroanterior así como en TCM-3D de nueve cráneos óseos secos sin marcadores metálicos. Realizaron evaluación intra e interobservador. La variabilidad de las marcaciones en radiografía lateral fue menor a 1 mm, mientras que en radiografía posteroanterior fue mayor. Concluyeron que no existe ventaja significativa de la TCM-3D sobre las tradicionales radiografías cefalométricas y que existe más error en las marcaciones en radiografía cefalométrica posteroanterior que en la lateral. Estos resultados difieren del presente estudio porque fue realizado con imágenes de TCM-3D cuyo equipo tiene diferentes especificaciones técnicas al tomógrafo computarizado de haz cónico el cual cada vez genera imágenes de mejor resolución espacial debido al tamaño submilimétrico de vóxel.

En el 2010 Varghese y col.[14] realizaron un estudio, en busca de comparar la reproducibilidad de mediciones lineales hechas directamente en seis y cráneos óseos secos con marcadores metálicos frente a valores en radiografías digitalizadas, con placa de fosforo, lateral y posteroanterior, e imágenes de TCM-3D. Realizaron solamente evaluación intraobservador de 15 medidas lineales dejando la posibilidad de probable variabilidad de los resultados si además se hiciera evaluación interobservador. Concluyeron que no existe diferencia entre las mediciones físicas y las de TCM-3D y que éstas a su vez son mejores que las obtenidas en radiografía lateral y posteroanterior. En el 2011 Olmez y col.[2] evaluaron la precisión de 29 mediciones de un análisis cefalométrico computarizado tridimensional y el método convencional bidimensional para así poder determinar las diferencias entre ambos métodos. El estudio fue realizado en imágenes de TCM-3D y radiografías convencionales lateral y posteroanterior de

trece cráneos óseos secos humanos con marcadores metálicos y de arcilla. También hicieron mediciones físicas directas en el cráneo. Concluyeron que las mediciones de cefalometría computarizada tridimensional fueron más precisas que las obtenidas por el método convencional bidimensional, además que las medidas del análisis cefalométrico computarizado tridimensional fueron consistentes con las medidas físicas. En este estudio no evaluaron específicamente la reproducibilidad de las marcaciones de los puntos anatómicos, tampoco utilizaron imágenes de RDPA-2D, TCHC-3D, a diferencia del presente. Si en estos dos últimos estudios hubieran realizado la evaluación interobservador y sin marcadores metálicos, al igual que en el presente estudio, probablemente sus conclusiones serian diferentes debido a diferencias de definición de puntos anatómicos y verificación real de la dificultad de localización de puntos anatómicos en imágenes para diagnóstico.

En el 2009a van Vlijmen y col.[21] compararon las mediciones hechas en imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D con aquellas hechas en radiografías posteroanteriores convencionales de 40 cráneos óseos secos. Evaluaron 16 medidas. Solamente hicieron evaluación intraobservador. Concluyeron que existe diferencia relevante entre las mediciones angulares realizadas en radiografía posteroanterior convencional frente a las imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D por lo tanto no es posible reemplazar una por otra. Esto se puede deber a las variaciones de posición de los "pacientes" en ambos equipos. El posicionamiento del paciente en el equipo de TCHC-3D parece jugar un rol importante cuando se desea trabajar en imágenes 2D obtenidas a partir de imágenes 3D.[21] En el 2011 Nur y col.[24] compararon la

reproducibilidad 21 mediciones lineales y angulares en RDPA-2D e imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D. A diferencia de Van Vlijmen y col.[21] (2009) las imágenes fueron de 30 pacientes y no de cráneos óseos secos. Solamente evaluaron a modo intraobservador. No encontraron diferencia para medidas angulares, pero si para lineales, por lo tanto concluyeron que no se debe usar imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D en lugar de radiografías posteroanteriores convencionales en los casos de estudios longitudinales. En el 2012 Kim y col. [25] hicieron un estudio comparativo intra e interobservador de la reproducibilidad de nueve mediciones lineales y nueve angulares en RDPA-2D e imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D de 30 pacientes adultos; concluyeron que sí es posible reemplazar a las radiografías posteroanteriores convencionales por imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de TCHC-3D reconstruidas en la modalidad llamada "CT raycast". En el presente estudio se buscó evaluar la reproducibilidad de las marcaciones en la tradicional RDPA-2D, dado que es la que comunmente se utiliza para el diagnóstico ortodóncico y no en imágenes posteroanteriores obtenidas a partir de una TCHC-3D, a fin de prescindir de ella y reemplazarla por la TCHC-3D en busca de obtener más información del paciente con menor dosis de radiación y así poder realizar el análisis cefalométrico tridimensional de manera confiable.

Si bien es cierto que es importante comprender el error general en la identificación del error de una marcación, la comprensión individualizada de la consistencia por ejes es esencial para apreciar como el error puede afectar las mediciones craneofaciales en tres dimensiones. En el uso de marcaciones se debe

tomar en cuenta la distribución del error en cada dimensión de manera que se pueden hacer las mediciones de manera más precisa.[10]

Con la introducción de la TCHC-3D, la reducción de los costos de instalación y las cada vez más bajas dosis de radiación, las evaluaciones por imágenes en 3D del complejo craneofacial ahora son accesibles para los pacientes; sin embargo antes de establecer a la tomografia computarizada de haz cónico como un alcance de diagnóstico ortodóntico, se debe evaluar la confiabilidad de las marcaciones.[28]. Asimismo, hace falta una profunda comprensión de la anatomía craneofacial en imágenes 3D, así como experiencia del examinador para tener confianza a la hora de identificar los puntos anatómicos.

Hace falta realizar más investigaciones en sujetos, con mayor cantidad de puntos anatómicos y en volúmenes de tomografía con campo de visualización más amplio.

Debido a las dificultades para la recolección de cráneos óseos secos no fue posible determinar la edad ni el sexo de los mismos lo cual pudo representar un sesgo en la identificación de algunos puntos anatómicos. Dado que no fue el objetivo de la investigación, queda como materia de estudio para futuros estudios.

En este estudio se concluye que no existe diferencia estadística significativa en la mayoría de marcaciones de puntos anatómicos entre ambos métodos, a excepción de algunos puntos principalmente en la evaluación interobservador por lo que se establece que los datos obtenidos de la muestra no proporcionan suficiente evidencia para determinar que la hipótesis de no diferencia es falsa.

Hace falta realizar más investigaciones en sujetos, con mayor cantidad de puntos anatómicos y en volúmenes de tomografía con campo de visualización más amplio. Algunos puntos anatómicos presentaron dificultades en su marcación más en una coordenada que en otra.

VI. CONCLUSIONES

1. Las marcaciones intra e interobservador en RDPA-2D presentaron valores de buena correlación para los 12 puntos anatómicos en las coordenadas *x*, *y*.
2. Las marcaciones intraobservador en TCHC-3D presentaron valores de buena correlación para los 12 puntos anatómicos en las coordenadas *x, y*, *z*.
3. La mayoría de valores de correlación para la marcación interobservador en TCHC-3D para las coordenadas *x*, *y*, *z* presentaron buena reproducibilidad a excepción de los puntos OML y ANS que mostraron moderada reproducibilidad (0.67 y 0.68 respectivamente) y NCR con baja reproducibilidad (0.39) para la coordenada *x*.
4. La mayoría de los valores de error milimétrico en las marcaciones intraobservador para RDPA-2D y TCHC-3D fueron menores a 1.5 mm para las coordenadas *x*, *"y"* (sentido horizontal y vertical respectivamente).
5. La mayoría de los valores de error milimétrico en las marcaciones interobservador para RDPA-2D y TCHC-3D fueron menores a 1.48 mm para las coordenadas *x*, *"y"* (sentido horizontal y vertical respectivamente).
6. No existe diferencia estadística significativa en la mayoría de marcaciones de puntos anatómicos entre ambos métodos, a excepción de algunos puntos, principalmente en la evaluación interobservador.

VII. RECOMENDACIONES

1. Para dar mayor realce a la investigación se recomienda aumentar la cantidad de puntos anatómicos. En el presente estudio, esto no fue posible porque el campo de visualización del tomógrafo utilizado fue limitado ($15x15x15cm^3$) y de forma circunferencial.
2. Con el fin de evaluar en condiciones más cercanas a la realidad, se sugiere realizar el mismo estudio, pero en sujetos.

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. Angle Orthod. 1994;64(6):447-54.
2. Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. Angle Orthod. 2011 May;81(3):375-82. Epub 2011 Jan 24.
3. Leonardi R, Annunziata A, Caltabiano M. Landmark identification error in posteroanterior cephalometric radiography. A systematic review. Angle Orthod. 2008 Jul;78(4):761-5.
4. De Moraes ME, Hollender LG, Chen CS, Moraes LC, Balducci I. Evaluating craniofacial asymmetry with digital cephalometric images and cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 Jun;139(6):e523-31.
5. Mulick JF. Clinical use of the frontal headfilm. Angle Orthod. 1965 Oct;35(4):299-304.
6. Lagravère MO, Gordon JM, Guedes IH, Flores-Mir C, Carey JP, Heo G, Major PW. Reliability of traditional cephalometric landmarks as seen in three-dimensional analysis in maxillary expansion treatments. Angle Orthod. 2009 Nov;79(6):1047-56.
7. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. Am J Orthod. 1971 Aug;60(2):111-27.
8. Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod. 1983 May;83(5):382-90.
9. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Effect of head orientation on posterior anterior cephalometric landmark identification. Angle Orthod. 1996;66(1):51-60.
10. Schlicher W, Nielsen I, Huang JC, Maki K, Hatcher DC, Miller AJ. Consistency and precision of landmark identification in three-dimensional cone beam computed tomography scans. Eur J Orthod. 2011 Mar 8. [En prensa]
11. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. Angle Orthod. 2011 Apr 7. [En prensa]
12. Swennen GR, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Sep;130(3):410-6.
13. Greiner M, Greiner A, Hirschfelder U. Variance of landmarks in digital evaluations: comparison between CT-based and conventional digital lateral cephalometric radiographs. J Orofac Orthop. 2007 Jul;68(4):290-8.
14. Varghese S, Kailasam V, Padmanabhan S, Vikraman B, Chithranjan A. Evaluation of the accuracy of linear measurements on spiral computed tomography-derived three-dimensional images and its comparison with digital cephalometric radiography. Dentomaxillofac Radiol. 2010 May;39(4):216-23.

15. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofac Radiol. 2006 Jul;35(4):219-26.
16. Brooks S. CBCT Dosimetry:Orthodontic Considerations. Semin Orthod 2009;15:14-18.
17. Ludlow J, Davies-Ludlow L, White S. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 international commission on radiological protection recommendations regarding dose calculation. J Am Dent Assoc 2008;139;1237-1243.
18. Pirttiniemi P, Miettinen J, Kantomaa T. Combined effects of errors in frontal-view asymmetry diagnosis. Eur J Orthod. 1996 Dec;18(6):629-36.
19. Kragskov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the reliability of craniofacial anatomic landmarks based on cephalometric radiographs and three-dimensional CT scans. Cleft Palate Craniofac J. 1997 Mar;34(2):111-6.
20. Athanasiou AE, Miethke R, Van Der Meij AJ. Random errors in localization of landmarks in postero-anterior cephalograms. Br J Orthod. 1999 Dec;26(4):273-84.
21. van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Swennen GR, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison of frontal radiographs obtained from cone beam CT scans and conventional frontal radiographs of human skulls. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009a Jul;38(7):773-8.
22. van Vlijmen OJ, Maal TJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers, Jagtman AM. A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. Eur J Oral Sci. 2009b Jun;117(3):300-5.
23. Damstra J, Fourie Z, Ren Y. Evaluation and comparison of postero-anterior cephalograms and cone-beam computed tomography images for the detection of mandibular asymmetry. 1. Eur J Orthod. 2011 Mar 31. [Epub ahead of print]
24. Nur M, Kayipmaz S, Bayram M, Celikoglu M, Kilkis D, Sezgin OS. Conventional frontal radiographs compared with frontal radiographs obtained from cone beam computed tomography. Angle Orthod. 2011 Oct 17. [Epub ahead of print]
25. Kim SJ, Park SB, Kim YI, Cho BH, Hwang DS. The reliability of cone-beam computed tomography (CBCT) - Generated frontal cephalograms. J Craniomaxillofac Surg. 2012 Mar 21. [Epub ahead of print]
26. http://www.fisterra.com/mbe/investiga/conc_numerica/conc_numerica.asp #Tabla 5. [Consultado el 28 de mayo, 2012].
27. Richardson ME. The reproducibility of measurements on depressed posteroanterior cephalometric radiographs. Angle Orthod. 1967 Jan;37(1):48-51.
28. Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 May;137(5):598-604.

29. Naslund EB, KrugerM, Petersson A, Hansen K. Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27: 136–139.
30. Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997 Aug;112(2):165-70.
31. Kamoen A, Dermaut L, Verbeeck R. The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. Eur J Orthod. 2001 Oct;23(5):569-78.
32. De Oliveira AE, Cevidanes LH, Phillips C, Motta A, Burke B, Tyndall D. Observer reliability of three-dimensional cephalometric landmark identification on cone-beam computerized tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2009 Feb;107(2):256-65. Epub 2008 Aug 20.
33. Fuyamada M, Nawa H, Shibata M, Yoshida K, Kise Y, Katsumata A, Ariji E, Goto S. Reproducibility of landmark identification in the jaw and teeth on 3-dimensional cone-beam computed tomography images. Angle Orthod. 2011 Sep;81(5):843-9. Epub 2011 May 13.
34. Ganguly R, Ruprecht A, Vincent S, Hellstein J, Timmons S, Qian F. Accuracy of linear measurement in the Galileos cone beam computed tomography under simulated clinical conditions. Dentomaxillofac Radiol. 2011 Jul;40(5):299-305.
35. Liu JK, Chen YT, Cheng KS. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000;118:535-40.
36. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. Dentomaxillofac Radiol. 2007 Jul;36(5):263-9.
37. Moshiri,M, Scarfe W, Hilgers M, Scheetz J, Silveira A, Farman A. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;132:550-60.
38. Cattaneo P, Borgkvist C, Calmar D, Hjortshøj,M, Melsenc B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography–generated cephalograms. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134:798-802.
39. Kumar V, Ludlow J, Cevidanes L, Mol A. In Vivo Comparison of Conventional and Cone Beam CT Synthesized Cephalograms. Angle Orthodontist 2008; 78: 873-879.
40. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JKJr, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and threedimensional cone beam computed tomography in vivo. Dentomaxillofacial Radiology 2009; 38:262–273.
41. Ludlow JB, Gublerb M, Cevidanes L, Mold A. Precision of cephalometric landmark identification: Cone-beam computed tomography vs conventional cephalometric views. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Sep;136(3):312.e1-10; discussion 312-3.
42. van Vlijmen OJ, Bergé SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C,

Kuijper-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs.J Oral Maxillofac Surg. 2009 Jan;67(1):92-7.
43. Delamare EL, Liedke GS, Vizzotto MB, da Silveira HL, Ribeiro JL, Silveira HE. Influence of a programme of professional calibration in the variability of landmark identification using cone beam computed tomography-synthesized and conventional radiographic cephalograms. Dentomaxillofac Radiol. 2010 Oct;39(7):414-23.
44. Grauer D, Cevidanes LS, Styner MA, Heulfe I, Harmon ET, Zhu H, Proffit WR. Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography-generated cephalograms. Angle Orthod. 2010 Mar;80(2):286-94.
45. Chang ZC, Hu FC, Lai E, Yao CC, Chen MH, Chen YJ. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 Dec;140(6):e289-97.
46. Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. Dentomaxillofac Radiol. 2011 Dec;40(8):492-500.
47. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, Faerman M, Casap N, Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. Angle Orthod. 2011 Jan;81(1):11-16.
48. Liedke GS, Delamare EL, Vizzotto MB, da Silveira HL, Prietsch JR, Dutra V, da Silveira HE. Comparative study between conventional and cone beam CT-synthesized half and total skull cephalograms. Dentomaxillofac Radiol. 2012 Feb;41(2):136-42.

IX. ANEXOS

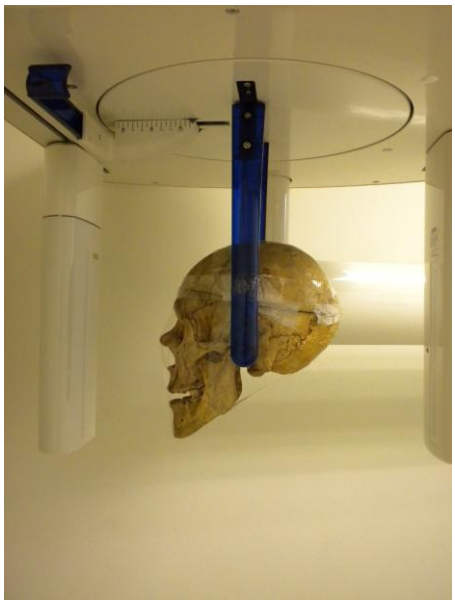
ANEXO 1

Operacionalización de las variables

Variable	Definición operacional	Dimensiones	Indicadores	Tipo	Escala de medición	Valor
Reproducibilidad de la ubicación de puntos anatómicos (Anexo 4).	Cercanía de las mediciones del mismo punto anatómico mediante el sistema de coordenadas.	Intraobservador Interobservador	Sistema de coordenadas *x, y*, *z*.	Cuantitativa continua	De razón	Milímetros (mm)
Método de diagnóstico por imagen.	Examen auxiliar para hacer diagnóstico por imágenes.	----------	Técnica de obtención de la imagen.	Cualitativa dicotómica	Nominal	1. RDPA-2D 2. TCHC-3D

ANEXO 2

Toma de radiografía digital posteroanterior (RDPA-2D) de cráneo óseo seco con mandíbula con equipo Sirona, Orthophos XG5 y RDPA-2D.





Radiografía digital posteroanterior (RDPA-2D) de cráneo óseo seco con mandíbula.

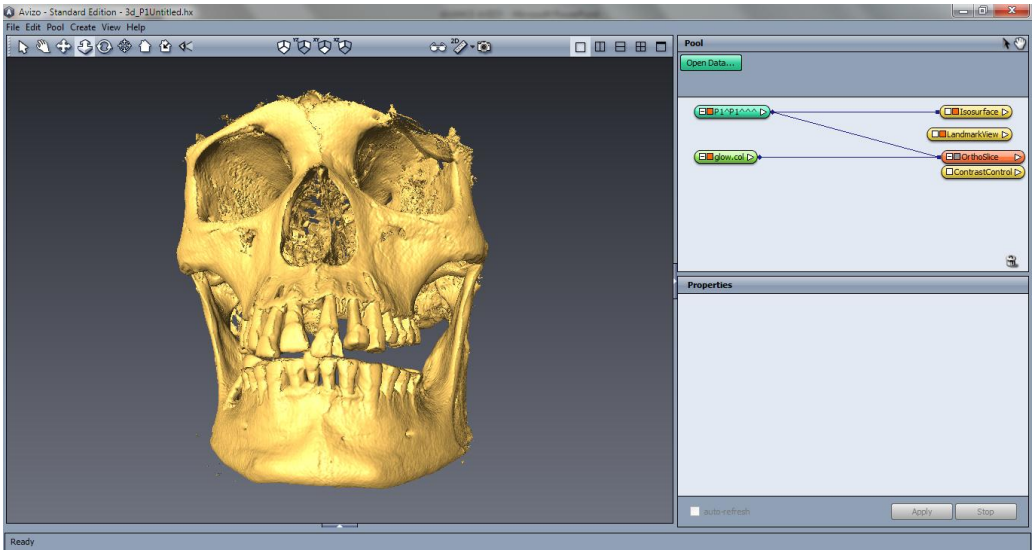


ANEXO 3

Toma de tomografía computarizada de haz cónico (TCHC-3D) de cráneo óseo seco con mandíbula con equipo Sirona, Galileos Comfort.



Visualización de tomografía de cráneo óseo seco con mandíbula en software Avizo® Standard.



ANEXO 4

Definición de puntos anatómicos usados en el análisis radiográfico cefalométrico frontal (ARCF-2D).

Punto anatómico	Definición
1. OMR	Punto sobre el margen orbital medial derecho que está más cercano al plano medio.
2. OML	Punto sobre el margen orbital medial izquierdo que está más cercano al plano medio.
3. IOR	Punto más inferior del reborde infraorbitario derecho.
4. IOL	Punto más inferior del reborde infraorbitario izquierdo.
5. NCR	Punto más lateral en la superficie interna de la cavidad nasal ósea del lado derecho.
6. NCL	Punto más lateral en la superficie interna de la cavidad nasal ósea del lado izquierdo.
7. POR	Punto más superior del meato auditivo externo derecho.
8. POL	Punto más superior del meato auditivo externo izquierdo.
9. ANS	Punto medio más anterior de la espina nasal anterior de la maxila.
10. AGR	Punto más alto en la hendidura antegonial del lado derecho.
11. AGL	Punto más alto en la hendidura antegonial del lado izquierdo.
12. ME	Punto medio más inferior del mentón, en el contorno de la sínfisis mandibular.

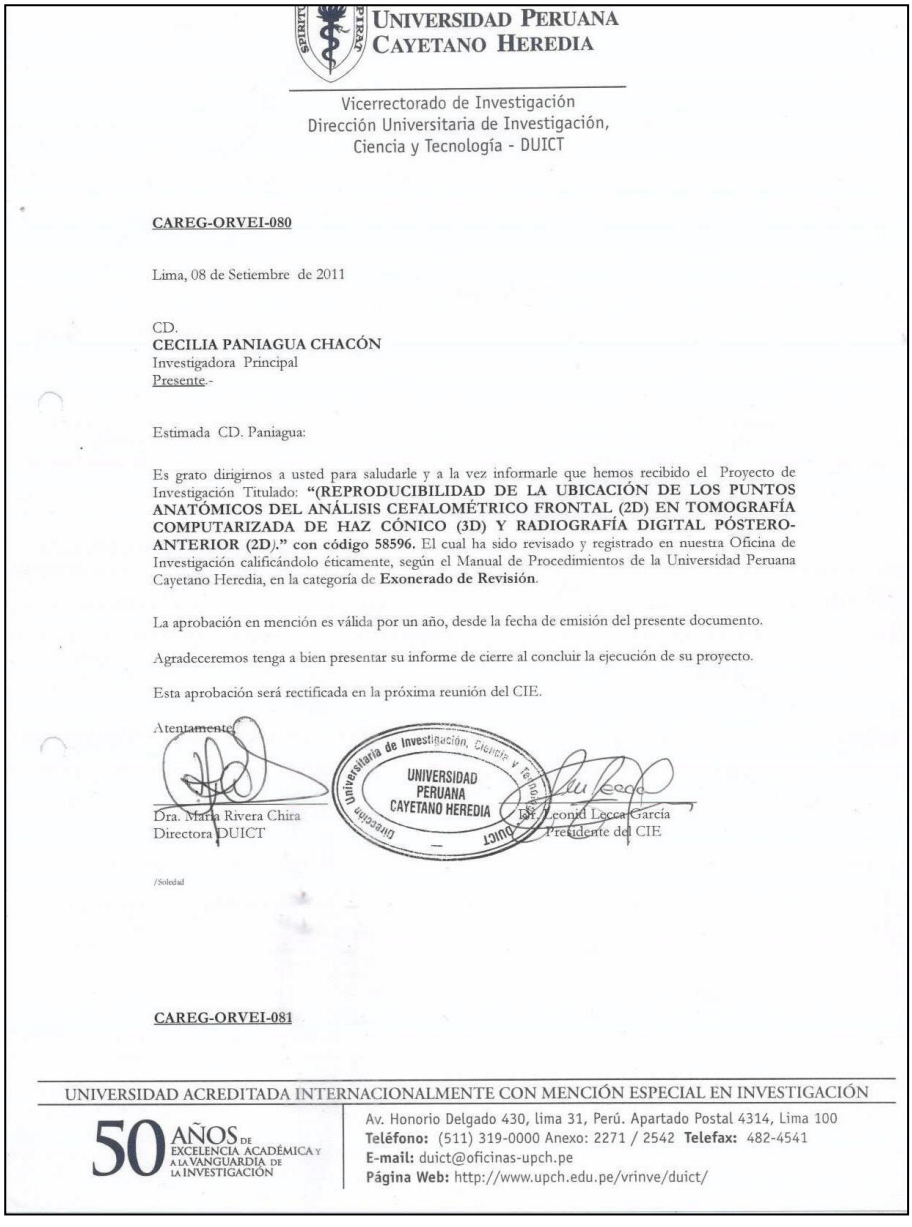
ANEXO 5

Ficha de recolección de datos de marcación 2D y 3D en programa Excel.

ID	PUNTO ANATOMICO	CX2 D1	CY2 D1	CX2 D2	CY2 D2	CX2 D3	CY2 D3	CX2 D4	CY2 D4	CX3 D1	CY3 D1	CZ3 D1	CX3 D2	CY3 D2	CZ3 D2	CX3 D3	CY3 D3	CZ3 D3	CX3 D4	CY3 D4	CZ3 D4
P1	**OMR**																				
P1	**OML**																				
P1	**IOR**																				
P1	**IOL**																				
P1	**NCR**																				
P1	**NCL**																				
P1	**POR**																				
P1	**POL**																				
P1	**ANS**																				
P1	**AGR**																				
P1	**AGL**																				
P1	**ME**																				
P2	**OMR**																				
P2	**OML**																				
P2	**IOR**																				
P2	**IOL**																				
P2	**NCR**																				
P2	**NCL**																				
P2	**POR**																				
P2	**POL**																				
P2	**ANS**																				
P2	**AGR**																				
P2	**AGL**																				
P2	**ME**																				
P3	**OMR**																				
P3	**OML**																				
…	**…**																				
P16	**ME**																				

ANEXO 6

Autorización del Comité de Ética de la Universidad Peruana Cayetano Heredia para la realización de la investigación (código 58596).



UNIVERSIDAD PERUANA CAYETANO HEREDIA

Vicerrectorado de Investigación
Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología - DUICT

CAREG-ORVEI-080

Lima, 08 de Setiembre de 2011

CD.
CECILIA PANIAGUA CHACÓN
Investigadora Principal
Presente.-

Estimada CD. Paniagua:

Es grato dirigirnos a usted para saludarle y a la vez informarle que hemos recibido el Proyecto de Investigación Titulado: **"(REPRODUCIBILIDAD DE LA UBICACIÓN DE LOS PUNTOS ANATÓMICOS DEL ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO FRONTAL (2D) EN TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO (3D) Y RADIOGRAFÍA DIGITAL PÓSTERO-ANTERIOR (2D)." con código 58596.** El cual ha sido revisado y registrado en nuestra Oficina de Investigación calificándolo éticamente, según el Manual de Procedimientos de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, en la categoría de **Exonerado de Revisión**.

La aprobación en mención es válida por un año, desde la fecha de emisión del presente documento.

Agradeceremos tenga a bien presentar su informe de cierre al concluir la ejecución de su proyecto.

Esta aprobación será rectificada en la próxima reunión del CIE.

Atentamente,

Dra. María Rivera Chira
Directora DUICT

Dirección Universitaria de Investigación, Ciencia y Tecnología
UNIVERSIDAD PERUANA CAYETANO HEREDIA
DUICT

Dr. Leonid Lecca García
Presidente del CIE

/Soledad

CAREG-ORVEI-081

Av. Honorio Delgado 430, lima 31, Perú. Apartado Postal 4314, Lima 100
Teléfono: (511) 319-0000 Anexo: 2271 / 2542 **Telefax:** 482-4541
E-mail: duict@oficinas-upch.pe
Página Web: http://www.upch.edu.pe/vrinve/duict/