



**Universidad Andina Simón Bolívar**  
**Programa de Maestría en Odontología con**  
**Especialidad en Ortodoncia**

**Gestión del Programa 2007-2008**

**EXACTITUD Y CONFIABILIDAD DE MEDIDAS**  
**CEFALOMÉTRICAS LINALES DE UNA TOMOGRAFIA**  
**HAZ DE CONO DE UN CRANEO HUMANO SECO**

**Alumna: Dra. Lilian Pamela Cusicanqui Gunther**

**Tutora: Dra. Monica Bianchi**

**La Paz - Bolivia**

**2012**

## INDICE

	Pág.
INDICE.....	1
INDICE DE TABLAS.....	5
RESUMEN.....	6
I INTRODUCCION.....	8
II MARCO TEORICO.....	14
2.1 ANTECEDENTES.....	15
2.2 BASES TEORICAS.....	16
2.2.1 MÉTODOS PARA EL ESTUDIO DE LA IMAGEN CRANEOFACIAL.....	20
2.2.1.1 RADIOGRAFIA CEFALOMETRICA.....	20
2.2.1.2 PROYECCION PANORAMICA.....	21
2.2.1.3 PROYECCIONES PERIAPICALES.....	21
2.2.1.4 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.....	22
2.2.1.5 TOMOGRAFIA CORREGIDA DE LA ARTICULACION TEMPOROMANDIBULAR.....	22
2.2.2 ESTUDIOS DE IMAGEN PARA LOS TEJIDOS BLANDO.....	23
2.2.2.1 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA.....	23
2.2.2.2 RESONANCIA MAGNÉTICA.....	23

2.2.3 TECNICAS DE IMAGEN ACTUALES Y EN EVOLUCIÓN.....	24
2.2.3.1 IMAGEN DIGITAL.....	24
2.2.3.2 ESTUDIO VOLUMETRICO DE IMÁGENES.....	24
2.2.3.3 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA.....	24
2.2.3.4 TOMOGRAFÍA VOLUMÉTRICA DE HAZ DE CONO.....	25
III DISEÑO DE LA INVESTIGACION.....	28
3.1 IDENTIFICACION DEL PROBLEMA.....	29
3.2 FORMULACION DEL PROBLEMA.....	29
3.3 HIPOTESIS.....	29
3.3.1 HIPOTESIS GENERAL.....	30
3.3.2 HIPOTESIS DE TRABAJO.....	30
3.4 OBJETIVOS.....	30
3.4.1 OBJETIVOS GENERALES.....	30
3.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	30
3.5 TIPO DE ESTUDIO.....	31
3.6 UNIVERSO.....	31
3.7 MUESTRA.....	31
3.8 UNIDAD DE ANALISIS.....	32
IV MATERIAL Y METODOS.....	33
4.1 DEFINICION DE VARIABLES.....	34
4.2 MATERIALES UTILIZADOS.....	35

4.3 METODO Y PROCEDIMIENTO.....	36
V MEDICIONES.....	41
	5.1
MEDICIONES.....	42
VI ELABORACION DE RESULTADOS ESTADISTICOS.....	54
6.1 ELABORACION DE RESULTADOS.....	55
6.2 MEDICIONES COMPARATIVAS ENTRE LOS V OPERADORES.....	58
6.3 MEDICIONES TOMOGRÁFICAS SEGÚN LA ORIENTACIÓN DEL CRÁNEO .....	60
6.4 COMPARACIÓN (MLA) Y (CBCT).....	61
VII DISCUSION.....	69
7.1 DISCUSION.....	70
7.2 CONCLUSIONES.....	72
7.3 RECOMENDACIONES.....	73
VIII REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	74
ANEXOS.....	83

## INDICE DE TABLAS, FIGURAS Y GRÁFICOS

Fig 1. Funcionamiento básico de un tomógrafo.....	9
Fig 2. Diferencia en la TC y la CBCT .....	10
Fig 3. FOV de campo grande.....	11
Fig 4 .FOV de campo pequeño.....	11
Fig 5. Ilustración que muestra medidas angulares diferentes.....	12
Fig 6. Aparato tomográfico de haz de cono GALILEOS.....	56
Fig 7. Diferentes vistas del cráneo humano usado para el estudio.....	58
Fig 8. Materiales A, Perdigonos de acero; B, calibrador.....	58
Fig 9. Diferentes vistas del cráneo durante la toma de las medidas.....	42
Fig 10. Posiciones del cráneo al momento de tomar la tomografía.....	43
Fig 11. Posiciones del cráneo ya escaneado.....	43
Fig 12. Localización de puntos con el Software 3D.....	44
Graf 1: Variaciones de las medidas lineales CBTC.....	61
Graf 2: Valores de P (Sigma) de la prueba de T de Student .....	62
Graf 3: Error porcentual de los valores.....	63
Tabla 1. Cuadro comparativo de la dosis de radiación.....	11
Tabla 2 Manual técnico y de procedimiento GALILEOS.....	56
Tabla 3 Puntos Craneométricos y su definición. ....	57
Tabla 4. Mediciones.....	63
Tabla 5: Prueba de discrepancia para los operadores.....	64
Tabla 6: Prueba de discrepancia de medidas lineales tomográficas.....	66

Tabla 7: Medias líneas del escaneo tomográfico. ....67

Tabla 8: Comparación de los valores.....68

## RESUMEN

El propósito de este estudio fue determinar la exactitud y confiabilidad de las medidas craneométricas en tres dimensiones obtenidas por una tomografía de haz de cono Galileos en un cráneo humano seco.

Se identificaron 17 puntos craneométricos en el cráneo humano seco. La toma de las imágenes en el tomógrafo de haz de cono fueron obtenidas en dos posiciones diferentes, una toma con el plano de Frankfurt paralelo al piso, y otro a 45°.

Se obtuvieron 29 medidas lineales del el cráneo humano seco y fueron comparadas con las obtenidas en la imagen CBCT. Todas las medidas fueron realizadas por dos operadores (L.C. y S.M.), en cuatro ocasiones separadas.

En este estudio el porcentaje de error fue del 0.8%. Se utilizó el análisis de varianza (ANOVA), y este muestra que no existe diferencia significativa interoperador.

La principal medida de error fue 0.4 mm. De todas las medidas realizadas dos (Co Izq – Go Der y Or Izq – Pog) tuvieron diferencia significativa con la medida de error, sin embargo estas medidas de error corresponden al tamaño de voxel y son clínicamente insignificantes.

Comparando las medidas de las dos tomografías en las que varía la posición del cráneo, con el plano de Frankfurt paralelo al piso y a 45°, no se encontraron diferencias.

La unidad CBCT usada en este estudio (Galileos) sigue una exactitud y confiabilidad en sus medidas lineales, su exactitud está limitada en parte al tamaño de voxel, sin embargo esta es aceptada ya que no influye de manera trascendental en la práctica clínica y los errores de las medidas en promedio no superan el 1% de error.

## SUMMARY

The purpose of this study was to determine the accuracy and reliability of 3 – dimensional cranio – facial measurements obtained from cone – beam computed tomography (CBCT) Galileos scans of a dry human skull.

Seventeen landmark were identified on the skull. CBCT scans were then obtained, with two skull orientations during scanning. Twenty – nine interlandmark linear measurements were made directly on the skull and compared with the same measurements made on the CBCT scans. All measurements were made by two operators(L.C. y S.M.) on four separate occasions.

The porcentual error were 0.8 %. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) showed no significant interoperator differences.

The mean measurement error was 0.4 mm. Two measurement error (Co Izq – Go Der y Or Izq – Pog) were found to be statistically significantly different; however, all measurement error were below the known voxel size and clinically insignificant.

No differences were found in the measurements from the two CBCT scan orientation of the skull.

CBCT allows for clinically accurate and reliable three – dimensional linear measurements of the craniofacial complex. Moreover, skull orientation during CBCT scanning does not affect the accuracy or the reliability of these measurements

# CAPITULO I

## INTRODUCCION

## I. INTRODUCCION

La introducción de los estudios en tres dimensiones como la tomografía computarizada Cone Beam ( CBCT – Cone Beam Computed Tomography) para la adquisición de imágenes médicas de la región maxilofacial, permite mostrar las estructuras anatómicas en los tres planos en el espacio mejorando las posibilidades en el diagnóstico, planificación quirúrgica craneofacial y evaluar resultados en ortodoncia y cirugía maxilofacial (75,76).

Esta tecnología se basa en la emisión de Rayos X proyectados de forma cónica sobre un objeto y centrados sobre un detector bidimensional (panel plano o intensificador de imágenes), generando imágenes en 2D que luego son procesadas en un ordenador utilizando el modelo matemático de algoritmos y de esta manera se generan una imagen en 3D, de alta calidad y relación de 1:1 con el objeto (Fig 1).



Fig 1. Funcionamiento básico de un tomógrafo, desde el tubo emisor al detector, a la estación de trabajo, y a la computadora.

Los rayos X son emitidos por un tubo de rayos catódicos el cual gira de 180 grados a 360 grados, lo que genera un haz de rayos X en forma de un cono geométrico. Esto hace la gran diferencia con las tomografías convencionales, las cuales emiten un haz de rayos X en forma de triángulo plano. (Fig. 2)

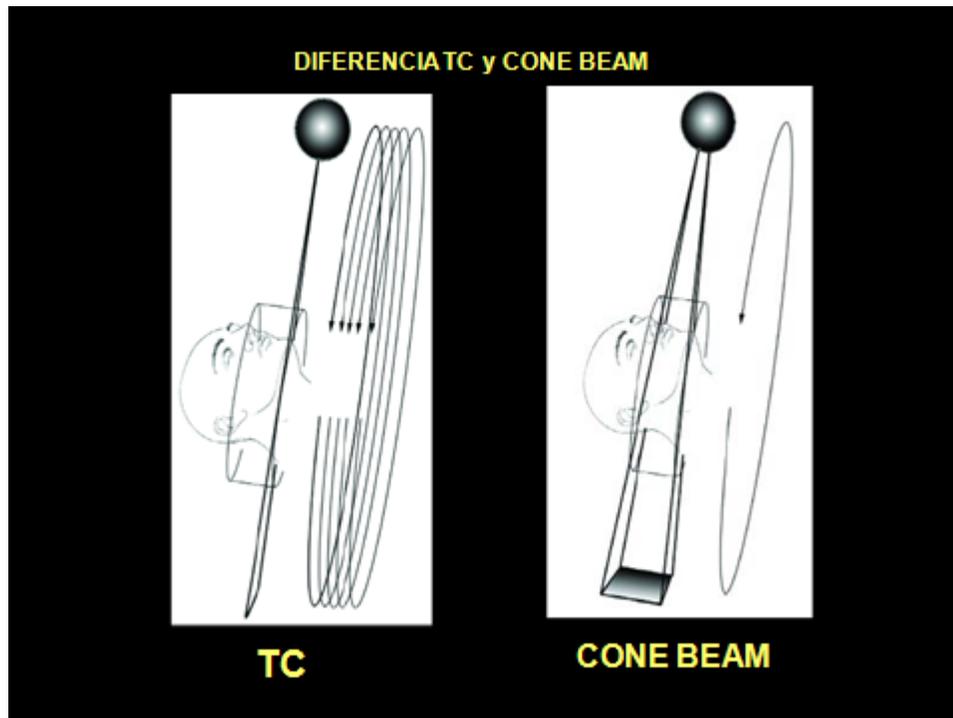


Fig 2. Diferencia en la Tomografía Computarizada y la tomografía Cone Beam .

La tomografía computarizada Cone beam se ha convertido en una herramienta útil para el ortodoncista; debido a la gran cantidad de información que nos brinda, anteriormente inalcanzable con las técnicas radiológicas convencionales. Y es que la versatilidad de esta tecnología hace que podamos obtener toda esta información valiosa en una sola exposición de radiación.

La principal ventaja del CBCT es la disminución significativa de la radiación de exposición comparado con la tomografía computarizada convencional (76-89). 1 Con el CBCT es posible ejecutar una toma completa de cabeza en pocos segundos con una dosis de solo 50 micro Sv. comparado con 2000 micro Sv de la tomografía computarizada convencional

(90-91). Mostramos un cuadro comparativo de dosis de radiación de diferentes estudios radiológicos ( tabla 1).

**JAMES MAH, DDS, MSC, X-ray Imaging and Oral Healthcare, 2006**

EXAMEN	DOSIS DE RADIACION micro Severts	EQUIVALENCIA A RADIACION NATURAL
PANORAMICA	3 a 11	1 día 1/2
CEFA LOGRAMA	5 a 7	1 día 1/2
OCCLUSAL	5	½ día
ALETA DE MORDIDA	1 a 4	1/2 día
SERIE PERIAPICAL	30 a 170	4 a 21 días
SERIE ATM	20 a 30	3 a 4 días
EXAMEN CBTC	40 a 135	4 a 17 días
RADIOGRAFIA TORAX	100	10 a 12 días
MAMOGRAFIA	700	88 días
TC MEDICA	8000	1000 días

Tabla 1. Cuadro comparativo de la dosis de radiación en mSV y su equivalencia a la radiación natural. .

Una ventaja del CBCT en odontología es la flexibilidad del FOV (field of view) que es el tamaño de la imagen obtenida siendo las de campo pequeño para aplicación en endodoncia y las de campo grande para ortodoncia y cirugía maxilofacial. (Fig 3 y Fig 4) Hay que tomar en cuenta a menor campo hay mayor definición de la imagen.

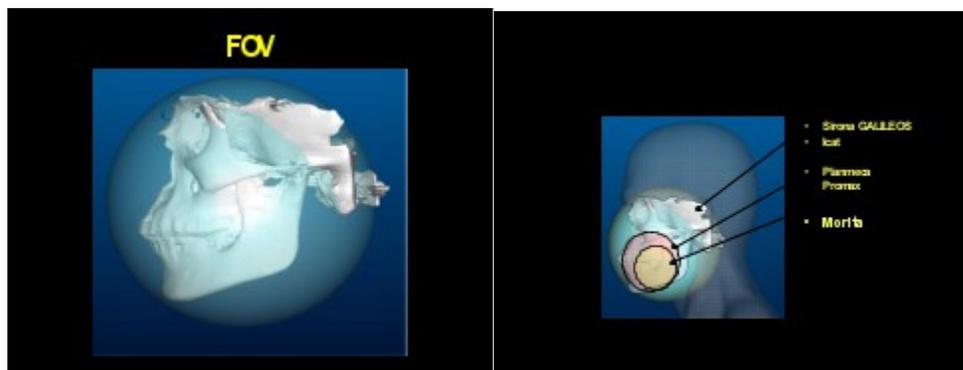
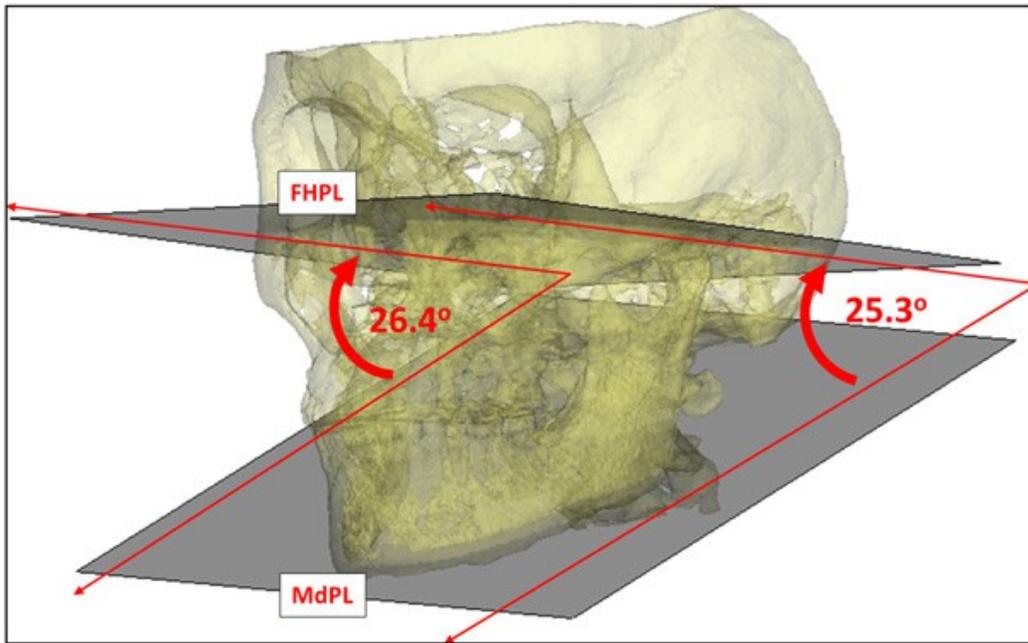


Fig 3 FOV de campo grande, usadas mucho para ortodoncia y cirugía maxilofacial.

Fig 4 FOV de campo pequeño, usadas mas para endodoncia o para ver algún lugar o área en específico .

Las imágenes adquiridas en un CBCT son de voxel isotrópico es decir no presentan ningún tipo de distorsión, lo que permitiría tener una medida exacta en la imagen.

Debido a una exactitud submilimétrica (77-82), las imágenes obtenidas por CBCT son una herramienta poderosa para realizar un trazado cefalométrico con mayor exactitud que las imágenes en 2D de la telerradiografía que tiene una distorsión del 8.5% ( Firts Workshop in Roentgenographic Cephalometric 1957 Cleveland USA). Por esta precisión es mejor para evaluar la morfología craneofacial y los resultados de los tratamientos (76). La exactitud de estos datos tiene importancia en la planificación quirúrgica para una correcta reposición de los maxilares (83-85). Sin embargo aun con imágenes de CBCT exactas y localización precisa de puntos anatómicos no garantiza medidas exactas por factores geométricos que influyen en las medidas en 3D (86). Además cada punto anatómico en 3 D tiene una configuración propia y puede encubrir un error que contribuye a medidas erróneas (83). Recientes estudios han mostrado la confiabilidad de la identificación de las marcas en 3D con en CBCT es buena y aun más precisa que los cefalogramas convencionales cuando esta hecho por un operador entrenado usando las reconstrucciones multiplanares y los cortes seccionales en los tres planos en el espacio (84-85). Comparando con la cefalometría en 2D que utiliza mediciones lineales las medidas en 3D son obtenidas en los planos en el espacio que tienen diferentes orientaciones uno con otro desde una vista frontal. Esto significa que las mismas medidas en diferentes planos pueden variar pudiendo originando un error.



*Fig 5 Ilustración que muestra medidas angulares diferentes entre el plano mandibular(MdPL) y el plano de Frankfurt(FHPL) .Estas medidas difieren de la ubicación desde donde se las toma.*

La confiabilidad de las medidas en 3D en estudios estadísticos de correlación pueden tener un limitado valor clínico porque una buena correlación no implica un pequeño error en la medida (87-88). Desafortunadamente solo unos cuantos artículos han reportado intra e inter observaciones de medidas erróneas asociadas con medidas de 3D.

Sin embargo es difícil llegar a una conclusión de estos artículos porque ellos han utilizado diferentes métodos y variables para describir error en las medidas 3D (92-96).

No obstante el reporte de medidas erróneas en 3D parece que son clínicamente relevantes ( mayor a 1 mm.) considerando el nivel de exactitud requerido para una planificación quirúrgica .

Como las imágenes en CBCT son exactas, es necesario determinar si los datos numéricos en las cefalometrias en 3D son suficientemente exactos para planificaciones quirúrgicas y de tratamientos de ortodoncia. Este estudio tiene como objetivo determinar la confiabilidad de las medidas y el error de estas en medidas lineales.

# CAPITULO II

## MARCO REFERENCIAL

## II. MARCO TEORICO

### 2.1 ANTECEDENTES

Los estudios de imagen de la región craneofacial son un componente importante en los registros ortodónticos del paciente, el ortodoncista a través de estos registros de imagen pretende encontrar una imagen anatómica verdadera del paciente, tridimensional precisa, estática y funcional, tal como existe en vivo.

Los profesionales en ortodoncia usan de forma cotidiana un conjunto de imágenes estáticas bidimensionales para registrar la anatomía tridimensional de la región craneofacial; por ejemplo estas pueden ser radiografías panorámicas y periapicales, así como también fotografías de los dientes, tomografías y resonancias magnéticas (estos para la articulación temporomandibular) y las radiografías cefalométricas para el esqueleto facial. La radiografía cefalométrica es uno de los avances más significativos en ortodoncia; sin embargo la información que este provee es limitada por su naturaleza en dos dimensiones. (1-3)

Es evidente que se pueden tomar radiografías del macizo craneofacial de diferentes regiones y desde diferentes angulaciones, sin embargo esto no garantiza que el clínico reconstruya mentalmente la anatomía del paciente. Las limitaciones de este abordaje han dado lugar a métodos de análisis que brindan al ortodoncista información anatómica contenida en las imágenes, este análisis emplea mediciones lineales realizadas a mano (cefalometría), claro que hoy en día podemos recurrir a programas computarizados (Nemoceph, Dolphin, etc.), y estos a la vez creando una base de datos pueden predecir tratamientos y hacer a la vez predicciones de crecimiento, sin embargo hay que tomar en cuenta que estos estudios no son cien por ciento certeros y carecen de total precisión.

Desde un punto de vista ideal, se introducirían múltiples imágenes de un paciente en una base de datos tridimensional común con el fin de dar lugar a un modelo multidimensional, interactivo, preciso, y específico de cada paciente, que representa las estructuras y tejidos craneofaciales deseables. Este modelo inteligente debería poder dar la información relevante cuando lo solicitara el clínico. El modelo inteligente contendría información

multidimensional que incluye el espacio tridimensional, el tiempo y atributos anatómicos, como la elasticidad tisular, el tipo de tejido y estructuras óseas. El modelo inteligente proporcionaría una localización tridimensional dependiente del tiempo e interrelaciones entre sus objetos estructurales, como los maxilares, las referencias anatómicas, los discos de la articulación temporomandibular, los dientes, y los labios. La suma de atributos funcionales de los maxilares y estructuras óseas a este modelo, dan como resultado el trazado de los movimientos mandibulares, registros electromiográficos, medición de las fuerzas de mordida, y el cálculo de los mapas de tensión – deformación. Este abordaje del estudio de imágenes craneofaciales proporcionaría una representación precisa de la verdad anatómica, y esto a su vez brinda una mayor precisión de diagnóstico y mejor planificación terapéutica de los pacientes ortodónticos.

El propósito de este estudio fue determinar la exactitud y confiabilidad de medidas craneofaciales en tres dimensiones obtenidas de una tomografía Cone Beam de un cráneo humano seco.

## **2.2 BASES TEORICAS**

El descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895 revolucionó la medicina y la odontología. Aproximadamente 36 años después, la cefalometría radiográfica fue introducida a la profesión dental por Broadbent (44), desde entonces esta no ha tenido mucha variación, y se la ha utilizado ampliamente como herramienta clínica y de investigación para el desarrollo del crecimiento y tratamiento craneofacial. Sin embargo, debido a las presunciones erróneas que son propias de la cefalometría bidimensional tradicional, se ha cuestionado el empleo de este método para brindar información clínica que sea el fundamento en la determinación de los planes de tratamiento (45,46,47,48) . Como se ha expresado en la literatura, la imagen 2D tiene muchas desventajas, incluyendo la carencia de perspectiva, errores de proyección y superposición, artefactos, informaciones inválidas, mala posición de la cabeza. (49-50). De hecho, diversas interpretaciones de radiografías en 2D en relación con la parte clínica provocan discrepancias en el diagnóstico final, y esto a su vez da como resultado un tratamiento no tan óptimo. Como lo establecía Mach y Hatcher,(50) si el error es para mejorar la calidad, eficiencia y accesibilidad de cuidado craneofacial, entonces este es una

necesidad para lograr una exactitud y efectivo cuidado. Los siguientes aspectos cuestionan la validez de la cefalometría para deducir la información clínica que se empleará en la planificación terapéutica:

1. Una radiografía convencional de cabeza es una representación bidimensional de un objeto tridimensional. Cuando se presenta un objeto tridimensional en dos dimensiones, las estructuras captadas por la imagen se desplazan en dirección vertical y horizontal. La cantidad de desplazamiento estructural es proporcional a la distancia de las estructuras desde la placa o el plano de registro (51).

2. Los análisis cefalométricos se basan en que se asume una superposición perfecta de los lados derecho e izquierdo sobre el plano sagital medio (51). Esta superposición perfecta se la observa con poca frecuencia, debido a que es rara la simetría facial y al desplazamiento relativo de los lados derecho e izquierdo de la imagen, tal como se ha descrito previamente. Estas limitaciones técnicas inherentes no permiten una evaluación precisa de las anomalías craneofaciales y de las asimetrías faciales.

3. La geometría de proyección impide la posibilidad de adquirir una información dimensional precisa en la dirección del haz de rayos X.

4. Se asocia un grado significativo de error conocido como error de proyección radiográfica, con la adquisición de la imagen. Estos errores engloban la magnificación de las dimensiones, los errores en la colocación del paciente y la distorsión proyectiva inherente a la relación geométrica entre la placa, el paciente y el foco.

5. Se ha demostrado que la obtención y procesamiento de los datos en forma manual en el análisis cefalométrico tiene escasa agudeza y precisión (52).

6. Se asocia un error significativo con la inexactitud en la localización de las referencias anatómicas, debido a la falta de características y límites anatómicos bien definidos, bordes y sombras importantes, y la variación en la posición del paciente (51). Dichos errores de identificación de referencias se consideran como una fuente importante de errores cefalométricos (53-54). A pesar de estas limitaciones de la cefalometría, se han desarrollado muchos análisis cefalométricos para ayudar a diagnosticar las maloclusiones esqueléticas y las deformidades dentofaciales. Sin embargo, varios investigadores han cuestionado la validez científica de dichos análisis (56). Vig (55) describió la falta de validez de los análisis cefalométricos como instrumento diagnóstico, y

puso de manifiesto que las conclusiones extraídas de la misma cefalometría variaban de forma significativa dependiendo del análisis utilizado. Según el biometrista Fred Bookstein, la cefalometría tradicional no tiene parámetros biológicos ni predicciones biométricas válidas. Se ha afirmado que los errores acumulados que se asocian a la cefalometría bidimensional tradicional son lo bastante significativos para influir sobre el diagnóstico y el plan de tratamiento (47).

Recientemente Hatcher ha revisado y clasificado las fuentes de error inherentes a la cefalometría tradicional (57). Estos errores engloban aquellos causados por la orientación interna y externa, y los relativos a la geometría y la asociación, según se citan a continuación:

Error de orientación interna: Este error se refiere a la relación tridimensional del paciente respecto al haz central de rayos X o al dispositivo de toma de imagen, y asume que se produce un error mínimo de este tipo con una posición específica y constante de la cabeza. Puesto que esto no siempre es verdad, se introduce un error de orientación interna.

Error de orientación externa: este error se refiere a la relación espacial o alineación tridimensional del dispositivo de imagen, el de estabilización del paciente y el de registro de imagen. Se asume un error mínimo cuando la fuente de rayos X esta a 1.5 m del centro del cefalostato cuando el rayo perpendicular al plano de la película. Además, debería conocerse la distancia desde el plano medio del cefalostato hasta el plano de la película, y ser constante entre imágenes. Cualquier desviación de estas características introducirá errores en la imagen final.

Error geométrico: Este error se refiere principalmente a la distinta amplificación originada por la distancia de proyección entre el dispositivo de imagen, el de registro y el objeto tridimensional. Por ejemplo, las estructuras más alejadas de la película estarán más ampliadas que los objetos más cercanos a aquella. Este error se relaciona con la divergencia del haz de rayos X en su trayectoria desde la fuente de rayos hasta el dispositivo de registro.

Error de asociación: Este error se refiere a la dificultad de identificar un punto en dos o mas proyecciones tomadas desde diferentes puntos de vista. La dificultad en la identificación de un punto idéntico en dos o más imágenes es proporcional a la magnitud de la variación en el ángulo de divergencia entre las proyecciones.

Se han utilizado los ordenadores para reducir estos errores. Sin embargo, también pueden introducir errores debido al tamaño de los píxeles, la pérdida de información sobre color y contraste, y una calibración incompleta. De este modo un intento de eliminar estos errores aleatorios y sistemáticos, se han desarrollado de métodos que proporcionan una representación tridimensional del complejo craneofacial. El primer esfuerzo fue propuesto por Broadbent (44) y Bolton, que introdujeron en un principio la cefalometría radiográfica y destacaron su naturaleza pretendía reducir los errores de asociación y geométricos en las placas laterales y posteroanteriores. Sin embargo, el orientador, no superaba todos los fallos y limitaciones inherentes a las cefalometrías bidimensionales. El error residual del método Orientador incluía variaciones en la identificación de referencias anatómicas idénticas a partir de dos cefalometrías diferentes, así como las diferencias de de aumento en las dos visiones (50). Los esfuerzos actuales para reducir al mínimo los errores y conseguir una representación tridimensional precisa del complejo craneofacial han incluido la tomografía computarizada (TC) y el software para diseño asistido por ordenador (58) que se describen posteriormente.

Un abordaje alternativo a la localización tridimensional de referencias anatómicas utiliza el principio de estereometría coplanar. Esta técnica se adaptó al estudio de imagen cefalométrica, mediante los principios de la estereofotogrametría. Se desarrolló una instrumentación estereocefalométrica que produjera pares de imágenes coplanares espaciales (59,50). La limitación de este abordaje ha sido la construcción de la maquinaria estereofotogramimétrica y el error introducido por el movimiento del paciente durante la adquisición de las dos películas coplanares espaciales.

Objetivos generales de los estudios de imagen; engloban la detección de características los ortodóncicas y los descriptores anatómicos que caracterizan la anatomía normal y anormal. Se debe tener en cuenta los siguientes objetivos de de los estudios de imagen durante el diseño de un protocolo correcto:

1. Tomar la imagen de toda la región de interés
2. Observar la región de interés en, al menos, dos planos en ángulo recto entre si.
3. Obtener imágenes con el máximo detalle, una distorsión mínima y también una superposición mínima.

4. El valor diagnóstico del estudio de imagen debe estar en equilibrio con el coste y riesgo asociado a la realización del estudio.

Objetivos de los estudios de imagen determinados clínicamente.

En general, el objetivo de los estudios de imágenes craneofaciales es ayudar a resolver problemas clínicos específicos. Dichos estudios se emplean para descifrar de forma independiente una o más de las siguientes categorías de información, o para interpretar las complejas relaciones entre el diagnóstico craneofacial, el crecimiento y el tratamiento mediante la deducción de información en dos o más de las siguientes categorías.

1. Identificar la anatomía normal y anormal.
2. Determinar la longitud y alineamiento radicular.
3. Determinar las relaciones entre las necesidades de espacio dentario y las dimensiones de los maxilares.
4. Determinar las relaciones espaciales maxilomandibulares.
5. Determinar el estado de las ATM.
6. Determinar la magnitud y dirección del crecimiento craneofacial pasado, presente y esperado.
7. Determinar la influencia del tratamiento sobre la anatomía craneofacial.
8. Identificar y localizar dientes supernumerarios e incluidos.

## **2.2.1 METODOS PARA EL ESTUDIO DE LA IMAGEN CRANEOFACIAL**

Para tejidos duros se usan:

### **2.2.1.1 RADIOGRAFIA CEFALOMETRICA**

A pesar de las limitaciones comentadas anteriormente, la radiografía cefalométrica sigue siendo una herramienta clínica vital empleada para la inspección general, para describir la morfología y el crecimiento, diagnosticar anomalías, predecir las futuras relaciones, planificar el tratamiento y evaluar los resultados del crecimiento y el tratamiento(48). El

pilar principal de la cefalometria es que es el único método cuantitativo práctico que permite la investigación y evaluación de las relaciones espaciales entre las estructuras craneales y dentales. Aunque criticada por su incapacidad de mostrar detalles tridimensionales, los cefalogramas ofrecen la más alta resolución de proyección respecto a todas las otras imágenes, incluida la tomografía computarizada. Es evidente el fino detalle de la anatomía ósea y un ojo bien entrenado puede llegar a una resolución de menos de 0,1mm en algunas estructuras (60). Las cefalometrias laterales proporcionan información pertinente sobre la morfología esquelética, dental y de los tejidos blandos y sus relaciones, mientras que las posteroanteriores se emplean principalmente para evaluar asimetrías esqueléticas y dentales. Aunque estas últimas están sujetas a todos los errores asociados con la cefalometria, surgen limitaciones sustanciales por el error de orientación interna asociada con variaciones en la posición tridimensional de la cabeza respecto a la instrumentación.

Como herramienta de investigación, la cefalometria ha sido la modalidad de estudio de imagen empleada más ampliamente en las investigaciones ortodónticas. Se ha utilizado para cuantificar parámetros craneofaciales en individuos o poblaciones de muestra, distinguir la anatomía normal de la anormal, comparar las poblaciones de muestra tratadas de las no tratadas, diferenciar poblaciones homogéneas de mixtas y evaluar patrones de cambios con el tiempo (51).

### **2.2.1.2 PROYECCIONES PANORAMICAS**

La radiografía panorámica es una técnica excelente si se emplea teniendo en cuenta que tiene mayor valor con fines de detección que diagnósticos. Estas radiografías proporcionan alguna información sobre la simetría mandibular; dientes presentes, ausentes y supernumerarios; edad dental; secuencia de erupción e información limitada sobre la salud periodontal a grandes rasgos, los senos, el paralelismo radicular y las ATM. Una proyección panorámica también puede revelar hasta cierto grado la presencia de situaciones patológicas y variaciones respecto a la normalidad. Sin embargo, un punto a destacar es que la radiografía panorámica presenta muchos inconvenientes relacionados con la fiabilidad y precisión del tamaño, localización y forma de las imágenes creadas. Estas discrepancias surgen porque la imagen panorámica se consigue creando una depresión o región focal que se adapta a la forma y tamaño de una arcada genérica. La proyección panorámica proporciona las mejores imágenes cuando la anatomía a registrar se aproxima a esta arcada genérica. Sin embargo, cualquier desviación respecto a dicha

arcada da lugar a una estructura que no esta centrada en la depresión focal, y la imagen resultante muestra diferencias en el tamaño, localización y forma en comparación con el objeto real (57). Además del desajuste entre la depresión focal del panorámico y la anatomía representada, las variaciones en las angulaciones horizontal y vertical del haz de rayos X pueden conducir a una falsa percepción de la verdad anatómica. Un ejemplo clínico relevante de este fenómeno puede producirse cuando se emplea la proyección panorámica para evaluar la angulación o alineación mesiodistal de las raíces adyacentes. Las zonas dentales mas susceptibles a una falsa interpretación de la alineación de las raíces engloban las regiones entre el canino y los primeros premolares de ambas arcadas, y entre los caninos inferiores y los incisivos laterales adyacentes (61).

### **2.2.1.3 PROYECCIONES PERIAPICALES**

La serie peri apical consta de proyecciones de aleta de mordida y periapicales. Existe mas controversia alrededor del uso habitual de esta serie del que quizás haya con ningún otro método radiográfico empleado en ortodoncia. Se debería conceder una consideración importante al cociente coste-beneficio, teniendo en cuenta la exposición a la radiación, el valor diagnostico y la necesidad documentación médico legal. Se recomienda generalmente la selección de esta técnica de imagen en función del caso, debido a que los riesgos potenciales de las radiaciones ionizantes son significativos (51). Evidentemente existen muchas indicaciones para el uso de estas radiografías, en particular en pacientes adultos, con el fin de evaluar el estado periodontal, así como la morfología y longitud de las raíces. Sin embargo, en la mayor parte de los casos, parece que la elección más prudente a menudo es la realización de una serie limitada. Es aconsejable la comunicación con el dentista general para seleccionar el momento, la serie, el reparto de radiografías periapicales y de aleta de mordida más adecuados. Desde una perspectiva estrictamente ortodóntica, estas imágenes proporcionan varios beneficios, entre los que se encuentran la posibilidad de evaluar la salud general de los dientes y el periodonto, la longitud, configuración y forma de las raíces, la presencia del espacio del ligamento periodontal para ayudar a descartar la posibilidad de anquilosis, la posición de los dientes incluidos o en erupción, y el paralelismo de las raíces. Las radiografías periapicales también se emplean junto con algunos análisis de la dentición mixta.

### **2.2.1.4 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA**

Tomografía es un término general utilizado para una técnica que proporciona una imagen de una capa de tejidos (62). Estas capas o planos pueden orientarse de modo que se adapten al corte deseado de la anatomía bajo estudio. La versatilidad de esta técnica hace que la tomografía sea altamente deseable para el estudio preciso de la imagen de una amplia variedad de estructuras maxilofaciales, incluidas las ATM y para la imagen transversal del maxilar y la mandíbula. Pueden optimizarse las modernas unidades tomográficas de movimientos complejos para tomar la imagen de cualquier región escogida del esqueleto facial.

#### **2.2.1.5 TOMOGRAFIA CORREGIDA DE LA ARTICULACION TEMPOROMADIBULAR**

La tomografía con corrección axial ha sido una técnica utilizada comúnmente para examinar los tejidos duros de la articulación mandibular y evaluar las relaciones espaciales entre cóndilo y fosa con la boca abierta y cerrada. Este tipo de tomografía se refiere a la alineación del haz tomográfico con el eje mayor mediolateral del cóndilo, de modo que produce capas de imágenes que son paralelas o perpendiculares a dicho eje condilar. Las superficies laterosuperior y mediosuperior del cóndilo son más difíciles de registrar que los dos tercios centrales del cóndilo con una tomografía sagital y, por tanto, se recomiendan las imágenes en el plano coronal con corrección del eje para visualizar dichas superficies (57). El valor de esta técnica es limitado, ya que proporciona una imagen bidimensional y es incapaz de mostrar el disco.

#### **2.2.2 ESTUDIOS DE IMAGEN PARA LOS TEJIDOS BLANDOS**

##### **2.2.2.1 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA**

La tomografía computarizada se diferencia de la tomografía tradicional por el uso de un ordenador para ayudar a generar la imagen y por permitir que se apilen múltiples cortes de TC para representar una forma tridimensional. Este tipo de tomografía, aunque mejor que la radiografía tradicional, es poco eficaz para producir un contraste adecuado de los tejidos blandos, ya que esta diseñada y optimizada para la visualización de tejidos duros. En función de la configuración operativa de la TC y del software de visualización, pueden observarse algunos tejidos blandos, como la piel de la superficie. Si el objetivo principal de los estudios de imagen es el registro de los tejidos blandos otras modalidades se ajustan mejor a ello.

##### **2.2.2.2 RESONANCIA MAGNETICA**

El estudio de imagen de los tejidos blandos del interior y alrededores de las ATM mediante RM ha coincidido con el interés, y ha contribuido a crearlo, en la función y biología de la ATM. Puesto que las técnicas basadas en los rayos x, incluida la TC y las tomografías, no pueden mostrar los tejidos blandos intraarticulares de forma adecuada, la RM es la técnica de imagen preferida cuando se desea información sobre el disco articular, la presencia de adherencias, perforaciones o efusiones articulares. La resonancia magnética tiene la ventaja de crear una imagen sin utilizar radiación ionizante, sin dolor, sin distorsión de tejidos, pero su uso no se ha extendido en ortodoncia debido a su alto coste.

El registro de la imagen puede realizarse en cualquier plano del espacio y, por tanto, las técnicas de adquisición pueden optimizarse según la anatomía. Las variaciones en los protocolos de RM y el uso del contraste paramagnético refuerzan el contraste de la señal entre los tejidos adyacentes. Los protocolos potenciados en T2 (tiempo de eco y de repetición prolongados) se emplean de forma habitual para determinar la efusión e inflamación articular, los cambios en la medula ósea originados por esclerosis, inflamación y otros procesos de sustitución tisular. Los protocolos potenciados en T1 (tiempos de eco y de repetición cortos) se utilizan para determinar la posición, morfología, composición interna y movilidad del complejo disco-cóndilo-fosa. Recientemente, se han empleado la espectrometría de RM y la RM funcional y dinámica para aportar información clínica sobre la función mandibular (63).

La interpretación de la RM ha podido conseguir un 90% o más de precisión en la identificación de las erosiones condilares, osteofitos, así como el aplanamiento y posición del disco (64). Se consigue el contraste de los tejidos empleando un rango de protocolos (secuencias de pulsos) que van desde la potenciación en T1 a la que se realiza en T2. Las imágenes resultantes en escala de grises representan las señales registradas a partir de los tejidos pulsados, de modo que una señal alta se muestra blanca, las señales intermedias aparecen como grises, y las señales bajas o el vacío de señal aparecen en negro. Los protocolos potenciados en T1 y T2 dan lugar a rubricas para cada tejido.

### **2.2.3 TECNICAS DE IMAGEN ACTUALES Y EN EVOLUCION**

### **2.2.3.1 MAGEN DIGITAL**

Existe una serie de tecnologías de imagen digital para el estudio craneofacial. Las tecnologías están diseñadas para estudios de imagen de tejidos concretos; por ejemplo la cara, el esqueleto y los músculos. En general estas tecnologías pueden ser no invasivas, si se emplea la resonancia magnética, el ultrasonido, la luz visible y el laser, o bien invasivas, mediante la radiografía. Las primeras tecnologías de imagen digital adoptadas por la profesión ortodóntica englobaban la fotografía, la panorámica, la cefalometria y las imágenes periapicales. La sustitución de imágenes sobre película por las de tipo digital crea la posibilidad de aumentar la productividad, mejorar la calidad, reducir la dosis de rayos X y reducir las cargas reguladoras. La incorporación de los procesos digitales en el flujo de trabajo habitual de un consultorio clínico también puede requerir de cambios en la infraestructura y la integración de equipamiento digital en una red existente.

### **2.2.3.2 ESTUDIO VOLUMETRICO DE IMÁGENES**

El estudio volumétrico de imágenes es sinónimo de imagen tridimensional, ya que la información tiene profundidad, longitud y anchura. Dentro de este ámbito están los rayos X (TC y la tomografía volumétrica de haz cónico) y las tecnologías de RM. (65)

### **2.2.3.3 TOMOGRAFIA COMPUTARIZADA**

La exploración mediante tomografía computarizada es una de las modalidades de diagnostico medico por imagen más valiosas de las que se dispone. EL empleo de la TC en los Estados Unidos ascendió de 5,5 millones de exploraciones en 1983 a más de 20 millones en 1995. Estas exploraciones comprendieron cerca del 2% de todas las exploraciones radiográficas en 1991 y en 2001 abarcaban el 10 al 15 % del total. A pesar de los avances significativos en otros aspectos de la tecnología de TC, la dosis de radiación se ha mantenido esencialmente sin cambios (66). Por esta razón, y por aquellas relacionadas con los costes, el acceso y la formación, el empleo de la exploración de TC tradicional en odontología se ha mantenido reducido, y se restringe principalmente a las anomalías craneofaciales y tratamientos exhaustivos. Sin embargo, esta situación está evolucionando rápidamente con la llegada a la odontología de la tomografía volumétrica de haz de cono.

### **2.2.3.4 TOMOGRAFIA VOLUMETRICA DE HAZ CONICO**

Las dos diferencias principales que distinguen la tomografía volumétrica de haz cónico (TVHC)(también conocida como tomografías computarizada de haz cónico o TCHC) de la TC tradicional son el tipo de complejo detector-fuente de imagen y el método de adquisición de datos. La fuente de rayos X para TC es un generador de ánodo giratorio mientras que para la TVHC puede ser un tubo de ánodo fijo de baja energía, similar al que se utiliza en los aparatos panorámicos dentales. La tomografía computarizada utiliza un haz de rayos X con forma de abanico desde su fuente para adquirir las imágenes, y registra los datos en detectores de imagen en estado sólido dispuestos en una organización de 360 grados alrededor del paciente. La tecnología TVHC utiliza un haz de rayos X en forma de cono, con un intensificador especial de la imagen y un sensor de estado sólido o una placa de silicón amorfa para captar la imagen 24,50, 59. El desarrollo de esta tecnología se remonta a mediados de los setenta, cuando se concibió inicialmente como un método rentable y eficaz de obtención de imágenes transversales tridimensionales para la radioterapia y, posteriormente, para la angiografía (67,68, 69).

La TC médica convencional procesa imágenes de los pacientes en una serie de cortes de planos axiales, que son captados como cortes individuales apilados, o bien a través de un movimiento continuo espiral sobre el plano axial. De forma inversa, la TVHC utiliza actualmente un barrido rotatorio del paciente, similar al de la radiografía panorámica. Pueden recogerse datos gráficos de un volumen dental/maxilofacial completo, o de una región concreta de interés. Los tiempos de barrido para ello varían desde 10 a 90 segundos. Actualmente, se ha determinado la dosis de exposición efectiva del paciente solo para el sistema de volumen total NexTom 9000. Las dosis pueden ser tan bajas como de 40 – 50 uSv, valores (70,71) que se encuentran dentro de un intervalo similar al de las exploraciones radiográficas dentales convencionales 38. En comparación, la dosis de radiación efectiva de una exploración radiográfica (72) se halla en el intervalo 2,9 – 9,6 uSv, y la de una serie de toda la boca (72,73) oscila entre 33 – 84 uSv, y entre 14 -100 uSv. Una exploración dental mediante TC medica con el fin de colocar implantes da lugar a dosis efectivas de 30 – 650 uSv, dependiendo de la zona de examen, ajustes del aparato, el grosor del corte y otras variables (74). Desde la perspectiva de la dosimetría de radiación, la TVHC es mejor recibida, debido a que la dosis de radiación de la TC medica no ha disminuido en la última década, mientras que la dosis de radiación de las otras formas de radiografía medica se ha reducido en un 30% (66).

El siguiente avance en los estudios de imagen dental es la adquisición de múltiples vistas, diversos análisis de mediciones y modelos de pacientes generados por ordenador, que permiten al profesional que realiza el diagnóstico visualizar mejor, en una concepción espacial de los planos, los posibles procedimientos terapéuticos antes de ponerlos en práctica realmente. Son posibles muchas vistas diferentes del paciente. Aunque existen las vistas comunes para una panorámica, implantes y la ATM, el reformateo volumétrico representa una nueva dimensión en los estudios de imagen. Las vistas desde atrás son exclusivas de los estudios de imagen volumétricos, y ofrecen la posibilidad de sustituir los modelos de yeso por esta función.

Recientes avances en la imagen craneofacial han hecho posible obtener presentaciones en 3D de estructuras craneofaciales con la tomografía computarizada Cone – Beam (CBCT). La CBCT fue introducida por primera vez a la Odontología en los Estados Unidos en el 2000 en Loma Linda University.<sup>11</sup> El New Tom 3G y su precursora el New Tom QRDVT 9000(Quantitative Radiology, Verona, Italy), el CB Mercuray y su sucesor CB Throne (Hitachi Medical, Tokyo, Japan), y el iCAT (Imaging Sciences International, Hatfield, Pa) son algunos de los escáner disponibles que fueron diseñados específicamente para aplicaciones, vistas y estudios craneomaxilofaciales.<sup>12-16</sup> Las imágenes tomadas con estos escáneres difieren según la posición del paciente, escáner y tiempo de reconstrucción, tipo de detector de imagen, área de la captura de imagen, y dosis de radiación.<sup>12,17-19</sup>

La tecnología CBCT es excesivamente usada por muchos especialistas en odontología, pero no es rutinariamente usada para la ortodoncia. La imagen 3D para el diagnóstico y plan de tratamiento ortodóntico, brinda una alta calidad de diagnóstico por las medidas exactas captadas de toda la estructura craneofacial. La CBCT brinda una imagen 3D y esta es usada por muchos especialistas por su exactitud, un reciente artículo lo valida.<sup>20</sup> A pesar de esto solo unas cuantas investigaciones valoraron la exactitud de las medidas lineales en 3D sobre todo el complejo maxilofacial.

El propósito de este estudio fue evaluar la exactitud y confiabilidad de las medidas lineales obtenidas del escaneo con la CBCT (Galileo) en un cráneo humano seco usando una software de imagen 3D (versión 11.0 Premium, Dolphin Imaging Sciences, La Paz, Bolivia).

# CAPITULO III

## DISEÑO DE LA INVESTIGACION

### **III DISEÑO DE LA INVESTIGACION**

#### **3.1 IDENTIFICACION DEL PROBLEMA.-**

En 1957, en Cleveland, USA se realizo el Primer Workshop en Radiología Cefalométrica (First Workshop in Roentgenographic Cephalometric), donde se reunieron diferentes investigadores expertos en cefalometría, concluyendo los siguientes puntos:

- Distancia foco objeto: 1,52 mt.
- Distancia objeto película 9 – 13 cm.
- Distorsión de la imagen : Amplitud en la toma de 6 a 8,5%

Como se observa la documentación indica que el mayor margen de distorsión de una radiografía convencional es del 8,5%. Entonces, planteamos que la imagen cefalométrica de una radiografía convencional no es comparable con la imagen cefalométrica obtenida en una CBCT, y que por lo tanto las medidas obtenidas en una radiografía cefalométrica convencional no tienen el mismo valor que las obtenidas en una CBCT, y esto se debe básicamente a esta distorsión de la imagen de 8,5%, mientras que la tomografía en una CBCT tiene distorsión nula y esta en una relación 1:1. Por esta misma razón el Cone Beam puede reproducir los ángulos de los análisis, mas no las medidas lineales.

El propósito de este estudio es determinar si las medidas lineales craneométricas varían en relación a las medidas lineales tomadas en un Cone Beam, y si esta variación es relevante desde un punto de vista clínico.

#### **3.2 FORMULACION DEL PROBLEMA**

¿Serán las medidas lineales obtenidas de la Tomografía Volumétrica de haz de Cono (CBCT) iguales a las medidas craneométricas?

### **3.3 HIPOTESIS**

#### **3.3.1 HIPOTESIS GENERAL**

Las tomografías tomadas por el Tomógrafo Computarizado de haz de Cono (CBCT) serán iguales a las medidas tomadas directamente del cráneo humano seco (medidas craneométricas).

#### **3.3.2 HIPOTESIS DE TRABAJO**

Ho: Las medidas tomadas por el Tomógrafo Computarizado de haz de Cono (CBCT) son iguales a las medidas craneométricas.

H1: Existe alguna variación o margen de error entre las medidas tomadas por el Tomógrafo Computarizado de haz de Cono (CBCT) y las medidas craneométricas.

### **3.4 OBJETIVOS**

#### **3.4.1 OBJETIVOS GENERALES**

“Determinar el grado de exactitud de las medidas obtenidas de un Tomógrafo Computarizado de haz de Cono (CBCT)”

### 3.4.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- A.** Determinar el margen de error entre medidas tomadas de un Tomógrafo Computarizado de haz de Cono con las medidas tomadas directamente en un cráneo humano seco.
  
- B.** Determinar la influencia de la posición de la cabeza en los valores de las medidas registradas.
  
- C.** Calcular el margen de error interoperador en la toma de medidas.
  
- D.** Determinar la influencia del tamaño de voxel en la exactitud de las medidas.

### 3.5 TIPO DE ESTUDIO

El tipo de estudio es transversal de acuerdo a su evolución, prospectivo de acuerdo a su periodo, descriptivo de acuerdo a la comparación, y observacional de acuerdo a la interferencia del operador.

### 3.6 UNIVERSO

El tamaño de la muestra se determino mediante técnica no probabilística u opinática, determinándose un solo cráneo dentado parcial, esto se debe a que muchos estudios demostraron tener problemas comparando diversas medidas de diversos cráneos, ya que

a pesar de realizar medidas precisas en un tomógrafo computarizado de haz de cono (CBCT), el diseño de los estudios eran muy sensibles a detectar pequeñas diferencias lo que provoca que la variabilidad sea mayor no pudiendo detectar diferencias significativas, estos mismos estudios recomiendan tomar medidas en un solo cráneo, para que la variabilidad sea menor y podamos obtener resultados mas certeros y precisos.

### **3.7 MUESTRA**

El número de muestra se determinó por el tipo de muestreo no probabilístico u opinático y por conveniencia. Debido a que se trata de un trabajo transversal prospectivo descriptivo y observacional experimental, la muestra estuvo conformada por un cráneo seco dentado parcial , con las características anteriormente descritas; es decir seguimos las recomendaciones de anteriores estudios.

### **3.8 UNIDAD DE ANALISIS**

La unidad de análisis fue un cráneo humano seco sometido a dos procesos de escaneo en diferentes posiciones, con un aparato de Tomografía Computarizada de haz de Cono (CBCT).

CAPITULO IV

MATERIAL  
Y METODOS

## IV. MATERIAL Y METODOS

### 4.1 DEFINICION DE VARIABLES

Las variables utilizadas fueron 29 medidas lineales craneométricas tomadas desde un punto craneométrico a otro punto craneométrico, son medidas cuantitativas continuas.

Estas medidas lineales son verticales, transversales, sagitales y oblicuas.

#### Medidas Lineales Verticales

- Nasion - Punto A
- Nasion – Punto B
- Nasion - Pogonion
- Nasion - Menton
- Punto A - Punto B
- Punto A - Pogonion
- Punto A - Menton
- Punto B - Pogonion
- Punto B - Menton
- Pogonion derecho - Gonion derecho
- Pogonion izquierdo - Gonion izquierdo
- Córdilo derecho - Gonion derecho
- Córdilo izquierdo - Gonion izquierdo

#### Medidas Lineales Transversales

- Antegonial derecho - Antegonial izquierdo
- Orbitario derecho – Orbitario izquierdo
- Gonion derecho - Gonion izquierdo
- Porion derecho - Porion izquierdo
- Córdilo derecho - Córdilo izquierdo

### Medidas Lineales Sagitales

- Basion - Silla
- Orbitario derecho - Porion derecho
- Orbitario izquierdo - Porion izquierdo

### Medidas Lineales Oblicuas

- Nasion - Orbitario Derecho
- Nasion - Orbitario Izquierdo
- Orbitario derecho - Punto A
- Orbitario derecho - Pogonion
- Orbitario izquierdo - Punto A
- Orbitario izquierdo - Pogonion
- Cándilo derecho - Gonion izquierdo
- Cándilo Izquierdo - Gonion derecho

## **4.2 MATERIALES UTILIZADOS**

1. Cráneo humano seco desdentado parcial
2. Pegamento liquido de silicona
3. Perdigones de acero de 2.30mm de diámetro
4. Calibrador digital de alta precisión tipo Vernier (con milimétrica y pulgada fraccional 6"x 0.0005"/ 150 x 0.01mm, Litz tools, Germany).
5. Tomógrafo Computarizado de haz de Cono GALILEOS como unidad operadora a 85kVcp,5-7KV, y 0.3 x 0.3 x 0.3 mm<sup>3</sup> de tamaño de voxel(ver tabla 2).
6. Software Dolphin 3D
- 7.

Tabla 2

Descripción técnica Sirona Dental Systems GmbH

Operador GALILEOS

PARAMETROS TECNICOS	VALOR
Manufacturado	Sirona Dental System – Germany
Voltaje de rayos x	85kVp
Corriente de rayos x	5 – 7mA
Tamaño de punto focal	0.5mm
Tiempo de escaneo	14 s
Angulo de rotación	204°
Detector de imagen	Intensificador de Imagen
Escala de grises	12 bit
Field of view	215mm (8 1/2”) de diámetro
Tamaño de voxel	0.3 mm
Tiempo de reconstrucción primaria	2.5 minutos
Tiempo de reconstrucción secundaria	Tiempo real
Dosis de radiación (mSV)	100 mSV

*Tabla 2 Reimpreso con permiso del manual técnico y de procedimiento GALILEOS.*



*Fig 6 Aparato tomográfico de haz de cono GALILEOS*

### 4.3 METODO Y PROCEDIMIENTO

Para poder realizar este estudio se utilizó un cráneo seco, este fue facilitado gracias a 3D Imax (Empresa Radiológica), en el cráneo se pudieron identificar claramente los puntos craneométricos (Cuadro1) que necesitábamos, este cráneo estaba completo, dentado parcial (piezas 16, 17, 23, 26, 27, 28, 33, 34, 35, 43, 44 presentes).

PUNTOS CRANEOMETRICOS	DEFINICION
1.Nasion (N)	Punto medio anterior de la sutura frontonasal.
2.Punto A (A)	Punto medio más posterior de la concavidad del contorno de la premaxila, entre la espina nasal anterior y la cresta del proceso alveolar.
3.Punto B (B)	Punto medio más posterior de la concavidad del contorno anterior de la mandíbula, entre el pogonion y la cresta del proceso mandibular alveolar.
4.Pogonion (Pg)	Punto medio más anterior del medio mentón.
5.Menton (Me)	Punto medio inferior de la línea media del mentón.
6.Orbitario derecho (Or - Der)	Punto más inferior del margen inferior de la órbita derecha.
7.Orbitario izquierdo (Or - Izq)	Punto más inferior del margen inferior de la órbita izquierda.
8.Porion derecho (Po -Der)	Punto más superior del conducto auditivo externo derecho.
9.Porion Izquierdo (Po - Izq)	Punto más superior del conducto auditivo externo izquierdo.
10.Cóndilo derecho (Co -Der)	Punto más posterosuperior medio del cóndilo derecho.
11.Cóndilo izquierdo (Co-Izq)	Punto más posterosuperior medio del cóndilo izquierdo.
12.Gonion derecho (Go-Der)	Punto más posteroinferior derecho de la mandíbula en sentido anteroposterior, punto medio de la curvatura del ángulo de la mandíbula donde la rama y el cuerpo mandibular derecho coinciden.
13.Gonion izquierdo (Go-Izq)	Punto más posteroinferior izquierdo de la mandíbula en sentido anteroposterior, punto medio de la curvatura del ángulo de la mandíbula donde la rama y el cuerpo mandibular derecho coinciden.
14.Antegonial derecho (Ag-Der)	Punto más superior en la curvatura del borde antegonial derecho de la mandíbula .
15.Antegonial izquierdo (Ag-Izq)	Punto más superior en la curvatura del borde antegonial izquierdo de la mandíbula.
16.Silla (S)	Punto medio de la silla turca.
17.Basion (Ba)	Punto más posteroinferior medio del margen anterior del foramen magnum.

*Tabla 3*

*Tabla 3 Puntos Craneométricos y su definición*



*Fig 7. Diferentes vistas del cráneo humano usado para el estudio, A, desde arriba; B de frente; C, derecha; D izquierda, con la previa identificación de los puntos craneométricos.*

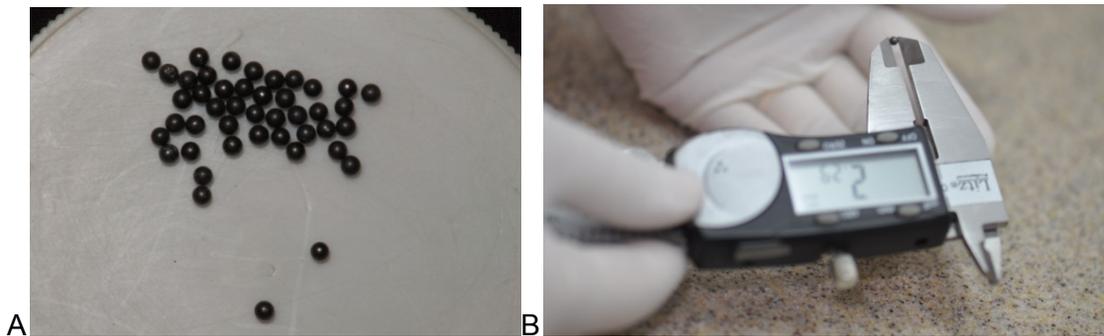


Fig 8. Materiales A, Perdigones de acero utilizados y medidos con un; B, calibrador tipo Vernier digital.

Una vez identificadas los 17 puntos craneométricos se procedió a pegar con adhesivo perdigones 2.30mm de diámetro sobre estos. Posteriormente se realizaron 29 medidas lineales entre marcas usando un calibrador digital de alta precisión (con milimétrica y pulgada fraccional 6'' x 0.0005'' / 150 x 0.01 mm, Litz tolos, Germany), con medidas cerca a 0.1mm. Cada medida lineal fue realizada por 2 operadores (L. C. y E.D.), cuatro veces en días separados, dos en orden descendente y dos en orden ascendente. Esta cantidad de medidas craneométricas son estándares para las medidas en 3D tomadas por el tomógrafo.

Se realizo el escaneado del cráneo usando el Tomógrafo Galileos como unidad operadora a 85kVcp, 5-7KV, y 0.3 x 0.3 x 0.3 mm de tamaño de voxel . El cráneo fue sostenido por un agujero en la barbilla y una cinta adhesiva en la cabeza. La orientación del cráneo en un primer escaneo fue con el plano de Frankfurt paralelo al piso. Para este escaneo se utilizo el programa VO1, Volumen 1 (programa de alta resolución) que esta indicada en casos en los que se necesita una máxima resolución por ejemplo, en tratamientos de endodoncia o evaluaciones de estructuras muy pequeñas. En este programa :

- Tiempo de exploración: 14 segundos
- Tiempo de exposición efectivo 2..6 segundos
- Tiempo de reconstrucción aprox. 2,5 minutos
- Volumen de datos hasta 500 MB

Se compone de:

- Volumen del paciente aprox. 180MB
- Vista panorámica aprox. 4MB
- Radiografía Cefalométrica Lateral aprox. 5MB
- Vistas Radiológicas aprox. 5MB
- Reconstrucción de detalles aprox. 30MB
- Datos sin procesar corregidos aprox. 220MB (eliminables)

El segundo escaneo del mismo cráneo fue en una diferente orientación pero usando el mismo programa VO1. El cráneo para este segundo escaneo será colocado con el plano de Frankfurt a 45° del piso y el plano medio sagital perpendicular al piso.

Los datos volumétricos de ambos escaneados fueron importados al Dolphin 3D como una imagen digital y archivos de comunicación en formato (DICOM). La reconstrucción fue visualizada en un monitor de 14 pulgadas pantalla plana con una resolución de 1024 X 768 pixeles. La misma cantidad de medidas lineales directamente del cráneo fueron hechas con el cráneo virtual 3D por los dos operadores, cuatro veces en días separados, dos en orden descendente y dos en orden ascendente.

Con el uso del software Dolphin 3D se generó una imagen en 3D totalmente reconstruida con cortes sagitales, coronales, y axiales. La localización de las marcas fueron determinadas usando las cuatro vistas. La imagen 3D fue visualizada y rotada libremente para la selección de marcas.

Los puntos seleccionados fueron evaluados en cortes sagitales, coronales, y axiales para confirmar la localización de los mismos en los tres planos del espacio. En esencia la imagen CBCT se vio secuencialmente en cortes (coronal, axial, sagital) hasta que la imagen radiopaca fue localizada.

Las medidas lineales fueron computadas para seleccionar la marca apropiada desde una reconstrucción 3D con las herramientas de medidas lineales 3D del Dolphin.

Para calcular la exactitud y precisión del equipo se tomó en cuenta que el este recibe asistencia técnica periódicamente por técnicos especializados que garantizan la precisión del equipo.

En la búsqueda por validar modalidades de una nueva imagen craneofacial, el uso de cráneos humanos secos ha sido una propuesta tradicional. La ventaja de cráneos es que estos siguen medidas antropométricas estándar y estos a la vez son utilizados para su comparación, y estudios posteriores.

En recientes años, muchos intentos se hicieron para validar imágenes 3D derivados de un tomógrafo Cone Beam, pero muchos de estos estudios sufrieron por lo menos un defecto. Este es un problema potencial para ortodoncistas quienes necesitan valorar las relaciones de todo el complejo craneomaxilofacial.



# CAPITULO V

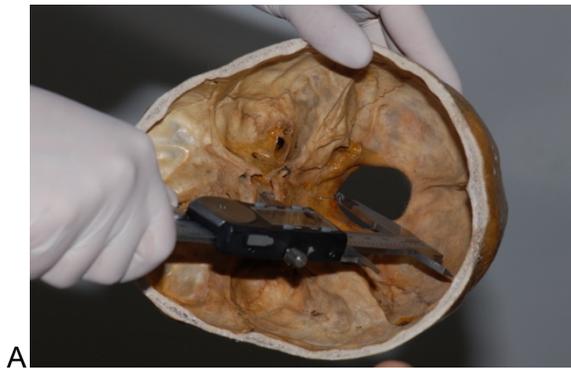
## MEDICIONES

### **V. MEDICIONES**

#### **5.1. MEDICIONES**

Las primeras mediciones lineales que se tomaron fueron las del cráneo humano seco, como ya se indico fueron tomadas por dos operadores en días diferentes, en orden y a la

inversa. De igual manera se hizo con la tomografía Computarizada de haz de cono, que ludo de tomar las dos tomografías en diferentes posiciones de la cabeza, estos dos escaneos fueron importados al software Dolphin 3D en formato DICOM , para luego hacer las mediciones respectivas haciendo las mediciones con los parámetros ya descritos.



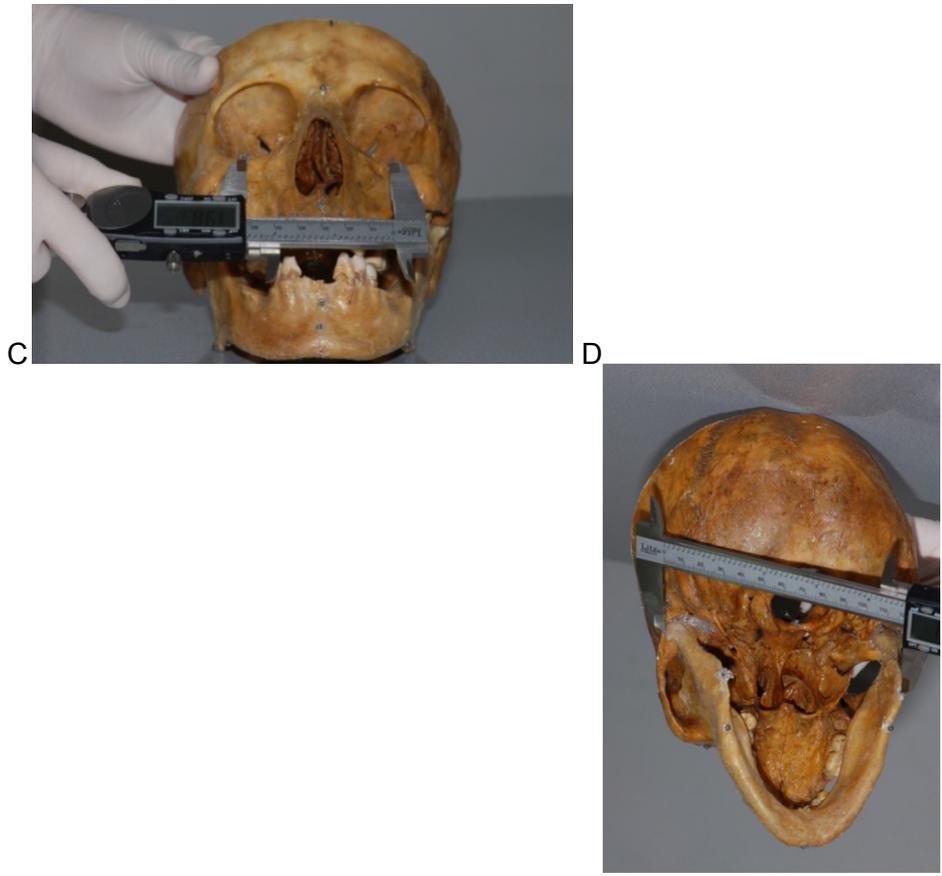


Fig 9. Diferentes vistas del cráneo durante la toma de las medidas A, Sagital (Ba – S); B, Vertical (N – Punto A); C, transverso ( Orb der – Orb izq); D, Oblicuo (Cóndilo Izq – Gonio der)

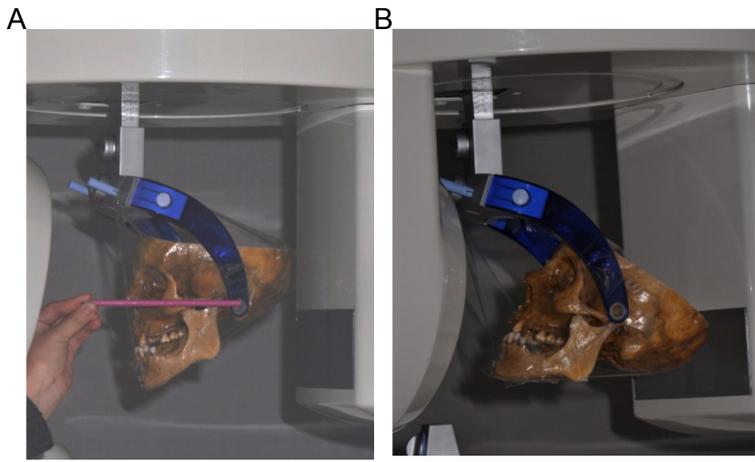


Fig 10. Posiciones del cráneo al momento de tomar la tomografía A, Plano de Frankfurt paralelo al piso; B, plano de Frankfurt a 45° del piso.

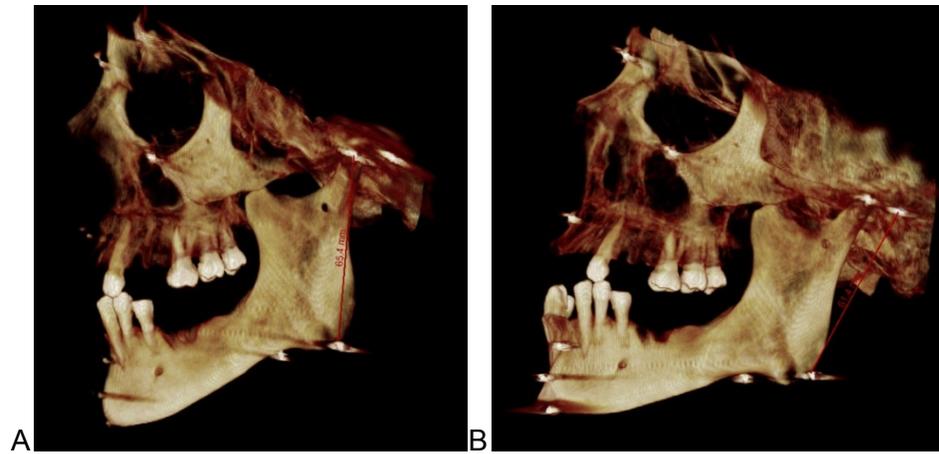


Fig 11. Posiciones del cráneo ya escaneado A, Plano de Frankfurt paralelo al piso; B, plano de Frankfurt a 45° del piso.

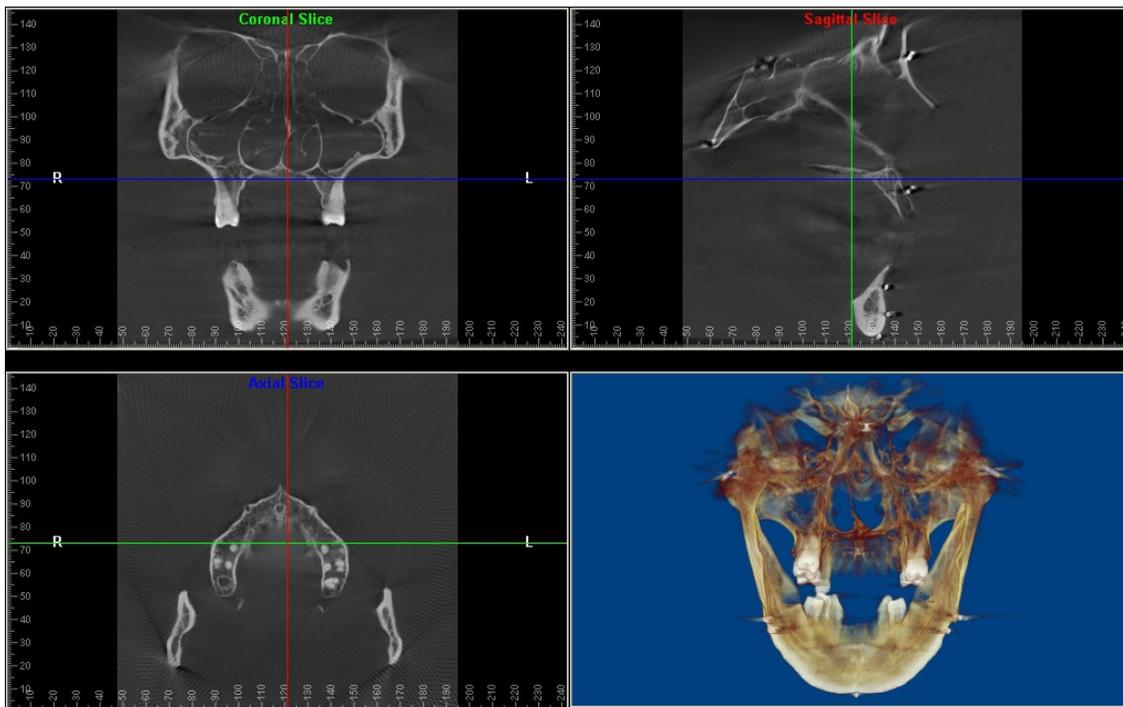


Fig 12, Localización de puntos con el Software 3D.

En la siguiente tabla están las mediciones, con fechas, valores, orden, distancias.(tabla4):

numero	fecha	Orden medida	dirección	distancia	coddis	medida t	medida f	ángulo	escaneo
5	20.07.11	orden	vertical	A-B	5	43,18	43,18		antr
34	22.07.11	orden	vertical	A-B	5	43,5	43,50		antr
83	26.07.11	inverso	vertical	A-B	5	43,89	43,89		antr
112	28.07.11	inverso	vertical	A-B	5	43,55	43,55		antr
121	02.08.11	orden	vertical	A-B	5	43,79	43,79		antr
150	05.08.11	orden	vertical	A-B	5	43,52	43,52		antr
199	15.08.11	inverso	vertical	A-B	5	43,43	43,43		antr
228	16.08.11	inverso	vertical	A-B	5	43,32	43,32		antr
237	23.08.11	orden	vertical	A-B	5	47,7	47,70	1	scan
286	24.08.11	inverso	vertical	A-B	5	43,1	43,10	1	scan
295	27.09.11	orden	vertical	A-B	5	44	44,00	2	scan
344	29.09.11	inverso	vertical	A-B	5	43,9	43,90	2	scan
353	30.09.11	orden	vertical	A-B	5	43,5	43,50	1	scan
402	07.10.11	inverso	vertical	A-B	5	43,7	43,70	1	scan
411	10.10.11	orden	vertical	A-B	5	43,9	43,90	2	scan
460	11.10.11	inverso	vertical	A-B	5	43,5	43,50	2	scan
14	20.07.11	orden	transverso	AG-AG	14	78,69	78,69		antr
43	22.07.11	orden	transverso	AG-AG	14	78,08	78,08		antr
74	26.07.11	inverso	transverso	AG-AG	14	77,84	77,84		antr
103	28.07.11	inverso	transverso	AG-AG	14	77,49	77,49		antr
130	02.08.11	orden	transverso	AG-AG	14	77,09	77,09		antr
159	05.08.11	orden	transverso	AG-AG	14	77,11	77,11		antr
190	15.08.11	inverso	transverso	AG-AG	14	77,27	77,27		antr
219	16.08.11	inverso	transverso	AG-AG	14	77,88	77,88		antr
246	23.08.11	orden	transverso	AG-AG	14	78,5	78,50	1	scan
277	24.08.11	inverso	transverso	AG-AG	14	77,01	77,01	1	scan
304	27.09.11	orden	transverso	AG-AG	14	78,4	78,40	2	scan
335	29.09.11	inverso	transverso	AG-AG	14	78,4	78,40	2	scan
362	30.09.11	orden	transverso	AG-AG	14	78	78,00	1	scan
393	07.10.11	inverso	transverso	AG-AG	14	78,2	78,20	1	scan
420	10.10.11	orden	transverso	AG-AG	14	78,8	78,80	2	scan
451	11.10.11	inverso	transverso	AG-AG	14	78,8	78,80	2	scan
7	20.07.11	orden	vertical	A-Me	7	64,75	64,75		antr
36	22.07.11	orden	vertical	A-Me	7	64,66	64,66		antr
81	26.07.11	inverso	vertical	A-Me	7	64,18	64,18		antr
110	28.07.11	inverso	vertical	A-Me	7	63,88	63,88		antr
123	02.08.11	orden	vertical	A-Me	7	64,15	64,15		antr
152	05.08.11	orden	vertical	A-Me	7	64,46	64,46		antr
197	15.08.11	inverso	vertical	A-Me	7	63,22	63,22		antr
226	16.08.11	inverso	vertical	A-Me	7	63,9	63,90		antr
239	23.08.11	orden	vertical	A-Me	7	68,4	68,40	1	scan
284	24.08.11	inverso	vertical	A-Me	7	64,6	64,60	1	scan
297	27.09.11	orden	vertical	A-Me	7	65,6	65,60	2	scan
342	29.09.11	inverso	vertical	A-Me	7	64,8	64,80	2	scan
355	30.09.11	orden	vertical	A-Me	7	64,9	64,90	1	scan
400	07.10.11	inverso	vertical	A-Me	7	63,8	63,80	1	scan
413	10.10.11	orden	vertical	A-Me	7	65,5	65,50	2	scan
458	11.10.11	inverso	vertical	A-Me	7	64,3	64,30	2	scan
6	20.07.11	orden	vertical	A-Pog	6	54,5	54,50		antr

35	22.07.11	orden	vertical	A-Pog	6	53,91	53,91		antr
82	26.07.11	inverso	vertical	A-Pog	6	54,81	54,81		antr
111	28.07.11	inverso	vertical	A-Pog	6	53,98	53,98		antr
122	02.08.11	orden	vertical	A-Pog	6	53,51	53,51		antr
151	05.08.11	orden	vertical	A-Pog	6	54,46	54,46		antr
198	15.08.11	inverso	vertical	A-Pog	6	53,37	53,37		antr
227	16.08.11	inverso	vertical	A-Pog	6	54,71	54,71		antr
238	23.08.11	orden	vertical	A-Pog	6	56,4	56,40	1	scan
285	24.08.11	inverso	vertical	A-Pog	6	54,2	54,20	1	scan
296	27.09.11	orden	vertical	A-Pog	6	54,4	54,40	2	scan
343	29.09.11	inverso	vertical	A-Pog	6	54,2	54,20	2	scan
354	30.09.11	orden	vertical	A-Pog	6	54,7	54,70	1	scan
401	07.10.11	inverso	vertical	A-Pog	6	53,9	53,90	1	scan
412	10.10.11	orden	vertical	A-Pog	6	54,7	54,70	2	scan
459	11.10.11	inverso	vertical	A-Pog	6	53,7	53,70	2	scan
19	20.07.11	orden	sagital	Ba-S	19	44,79	44,79		antr
48	22.07.11	orden	sagital	Ba-S	19	43,96	43,96		antr
69	26.07.11	inverso	sagital	Ba-S	19	42,47	42,47		antr
98	28.07.11	inverso	sagital	Ba-S	19	42,44	42,44		antr
135	02.08.11	orden	sagital	Ba-S	19	43,73	43,73		antr
164	05.08.11	orden	sagital	Ba-S	19	43,73	43,73		antr
185	15.08.11	inverso	sagital	Ba-S	19	42,46	42,46		antr
214	16.08.11	inverso	sagital	Ba-S	19	42,66	42,66		antr
251	23.08.11	orden	sagital	Ba-S	19	42,3	42,30	1	scan
272	24.08.11	inverso	sagital	Ba-S	19	41,3	41,30	1	scan
309	27.09.11	orden	sagital	Ba-S	19	42,4	42,40	2	scan
330	29.09.11	inverso	sagital	Ba-S	19	42,8	42,80	2	scan
367	30.09.11	orden	sagital	Ba-S	19	43,2	43,20	1	scan
388	07.10.11	inverso	sagital	Ba-S	19	43,1	43,10	1	scan
425	10.10.11	orden	sagital	Ba-S	19	43,7	43,70	2	scan
446	11.10.11	inverso	sagital	Ba-S	19	43,5	43,50	2	scan
9	20.07.11	orden	vertical	B-Me	9	20,71	20,71		antr
38	22.07.11	orden	vertical	B-Me	9	21,63	21,63		antr
79	26.07.11	inverso	vertical	B-Me	9	21,26	21,26		antr
108	28.07.11	inverso	vertical	B-Me	9	21,38	21,38		antr
125	02.08.11	orden	vertical	B-Me	9	21,67	21,67		antr
154	05.08.11	orden	vertical	B-Me	9	21,23	21,23		antr
195	15.08.11	inverso	vertical	B-Me	9	22,04	22,04		antr
224	16.08.11	inverso	vertical	B-Me	9	21,9	21,90		antr
241	23.08.11	orden	vertical	B-Me	9	21,4	21,40	1	scan
282	24.08.11	inverso	vertical	B-Me	9	21,4	21,40	1	scan
299	27.09.11	orden	vertical	B-Me	9	22,5	22,50	2	scan
340	29.09.11	inverso	vertical	B-Me	9	22,1	22,10	2	scan
357	30.09.11	orden	vertical	B-Me	9	21,2	21,20	1	scan
398	07.10.11	inverso	vertical	B-Me	9	22,6	22,60	1	scan
415	10.10.11	orden	vertical	B-Me	9	22,2	22,20	2	scan
456	11.10.11	inverso	vertical	B-Me	9	22,8	22,80	2	scan
8	20.07.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,2	11,20		antr
37	22.07.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,63	11,63		antr
80	26.07.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,93	11,93		antr
109	28.07.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,68	11,68		antr
124	02.08.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,72	11,72		antr
153	05.08.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,6	11,60		antr

196	15.08.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,92	11,92		antr
225	16.08.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,87	11,87		antr
240	23.08.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,9	11,90	1	scan
283	24.08.11	inverso	vertical	B-Pog	8	12,1	12,10	1	scan
298	27.09.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,6	11,60	2	scan
341	29.09.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,7	11,70	2	scan
356	30.09.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,8	11,80	1	scan
399	07.10.11	inverso	vertical	B-Pog	8	12,3	12,30	1	scan
414	10.10.11	orden	vertical	B-Pog	8	11,3	11,30	2	scan
457	11.10.11	inverso	vertical	B-Pog	8	11,9	11,90	2	scan
13	20.07.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	63,16	63,16		antr
42	22.07.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	63,81	63,81		antr
75	26.07.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	61,91	61,91		antr
104	28.07.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	62,28	62,28		antr
129	02.08.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	62,72	62,72		antr
158	05.08.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	62,26	62,26		antr
191	15.08.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	62,2	62,20		antr
220	16.08.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	62,83	62,83		antr
245	23.08.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	64,2	64,20	1	scan
278	24.08.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	68,8	68,80	1	scan
303	27.09.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	62,9	62,90	2	scan
336	29.09.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	61,9	61,90	2	scan
361	30.09.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	65,3	65,30	1	scan
394	07.10.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	63,1	63,10	1	scan
419	10.10.11	orden	vertical	CoL-GoL	13	66,1	66,10	2	scan
452	11.10.11	inverso	vertical	CoL-GoL	13	63,5	63,50	2	scan
29	20.07.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	118,77	118,77		antr
58	22.07.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	120,4	120,40		antr
59	26.07.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	118,82	118,82		antr
88	28.07.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	117,98	117,98		antr
145	02.08.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	121,03	121,03		antr
174	05.08.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	120,79	120,79		antr
175	15.08.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	119,08	119,08		antr
204	16.08.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	119,55	119,55		antr
261	23.08.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	120,7	120,70	1	scan
262	24.08.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	123,3	123,30	1	scan
319	27.09.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	119,8	119,80	2	scan
320	29.09.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	120,2	120,20	2	scan
377	30.09.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	121,8	121,80	1	scan
378	07.10.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	120,5	120,50	1	scan
435	10.10.11	orden	Oblicuo	CoL-GoR	29	122,3	122,30	2	scan
436	11.10.11	inverso	Oblicuo	CoL-GoR	29	121,1	121,10	2	scan
18	20.07.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	114,16	114,16		antr
47	22.07.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	117,09	117,09		antr
70	26.07.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	116,68	116,68		antr
99	28.07.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	115,99	115,99		antr
134	02.08.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	118,17	118,17		antr
163	05.08.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	117,02	117,02		antr
186	15.08.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	116,45	116,45		antr
215	16.08.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	116,34	116,34		antr
250	23.08.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	115,7	115,70	1	scan
273	24.08.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	114,2	114,20	1	scan
308	27.09.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	116,1	116,10	2	scan

331	29.09.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	116,5	116,50	2	scan
366	30.09.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	117,5	117,50	1	scan
389	07.10.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	117,3	117,30	1	scan
424	10.10.11	orden	transverso	CoR-CoL	18	117,9	117,90	2	scan
447	11.10.11	inverso	transverso	CoR-CoL	18	118,2	118,20	2	scan
28	20.07.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	116,86	116,86		antr
57	22.07.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	119,24	119,24		antr
60	26.07.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	117,62	117,62		antr
89	28.07.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	119,11	119,11		antr
144	02.08.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	121,34	121,34		antr
173	05.08.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	118,56	118,56		antr
176	15.08.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	118,73	118,73		antr
205	16.08.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	118,99	118,99		antr
260	23.08.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	117,9	117,90	1	scan
263	24.08.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	119,3	119,30	1	scan
318	27.09.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	117,6	117,60	2	scan
321	29.09.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	117,2	117,20	2	scan
376	30.09.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	121,2	121,20	1	scan
379	07.10.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	119,1	119,10	1	scan
434	10.10.11	orden	Oblicuo	CoR-GoL	28	121,9	121,90	2	scan
437	11.10.11	inverso	Oblicuo	CoR-GoL	28	119,2	119,20	2	scan
12	20.07.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	66,8	66,80		antr
41	22.07.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	66,51	66,51		antr
76	26.07.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	65,33	65,33		antr
105	28.07.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	66,05	66,05		antr
128	02.08.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,76	65,76		antr
157	05.08.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,78	65,78		antr
192	15.08.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	66,16	66,16		antr
221	16.08.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	66,05	66,05		antr
244	23.08.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,7	65,70	1	scan
279	24.08.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	66,4	66,40	1	scan
302	27.09.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,5	65,50	2	scan
337	29.09.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	65,3	65,30	2	scan
360	30.09.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,7	65,70	1	scan
395	07.10.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	66,7	66,70	1	scan
418	10.10.11	orden	vertical	CoR-GoR	12	65,9	65,90	2	scan
453	11.10.11	inverso	vertical	CoR-GoR	12	67,1	67,10	2	scan
16	20.07.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	85,1	85,10		antr
45	22.07.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	85,18	85,18		antr
72	26.07.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	83,29	83,29		antr
101	28.07.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	84,12	84,12		antr
132	02.08.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	86,2	86,20		antr
161	05.08.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	85,05	85,05		antr
188	15.08.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	85,34	85,34		antr
217	16.08.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	85,62	85,62		antr
248	23.08.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	90,8	90,80	1	scan
275	24.08.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	87,9	87,90	1	scan
306	27.09.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	88,7	88,70	2	scan
333	29.09.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	87	87,00	2	scan
364	30.09.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	85,3	85,30	1	scan
391	07.10.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	45,7	45,70	1	scan
422	10.10.11	orden	transverso	GoR-GoL	16	86,1	86,10	2	scan
449	11.10.11	inverso	transverso	GoR-GoL	16	43,8	43,80	2	scan

1	20.07.11	orden	vertical	N-A	1	57,78	57,78		antr
30	22.07.11	orden	vertical	N-A	1	58,27	58,27		antr
87	26.07.11	inverso	vertical	N-A	1	56,84	56,84		antr
116	28.07.11	inverso	vertical	N-A	1	57,41	57,41		antr
117	02.08.11	orden	vertical	N-A	1	57,79	57,79		antr
146	05.08.11	orden	vertical	N-A	1	57,63	57,63		antr
203	15.08.11	inverso	vertical	N-A	1	57,05	57,05		antr
232	16.08.11	inverso	vertical	N-A	1	57,26	57,26		antr
233	23.08.11	orden	vertical	N-A	1	57,3	57,30	1	scan
290	24.08.11	inverso	vertical	N-A	1	58,1	58,10	1	scan
291	27.09.11	orden	vertical	N-A	1	58	58,00	2	scan
348	29.09.11	inverso	vertical	N-A	1	58,2	58,20	2	scan
349	30.09.11	orden	vertical	N-A	1	57,4	57,40	1	scan
406	07.10.11	inverso	vertical	N-A	1	58,7	58,70	1	scan
407	10.10.11	orden	vertical	N-A	1	57,3	57,30	2	scan
464	11.10.11	inverso	vertical	N-A	1	58,5	58,50	2	scan
2	20.07.11	orden	vertical	N-B	2	101,32	101,32		antr
31	22.07.11	orden	vertical	N-B	2	100,16	100,16		antr
86	26.07.11	inverso	vertical	N-B	2	100,92	100,92		antr
115	28.07.11	inverso	vertical	N-B	2	101	101,00		antr
118	02.08.11	orden	vertical	N-B	2	100,64	100,64		antr
147	05.08.11	orden	vertical	N-B	2	99,88	99,88		antr
202	15.08.11	inverso	vertical	N-B	2	100,16	100,16		antr
231	16.08.11	inverso	vertical	N-B	2	99,79	99,79		antr
234	23.08.11	orden	vertical	N-B	2	101,2	101,20	1	scan
289	24.08.11	inverso	vertical	N-B	2	100,6	100,60	1	scan
292	27.09.11	orden	vertical	N-B	2	100	100,00	2	scan
347	29.09.11	inverso	vertical	N-B	2	99,7	99,70	2	scan
350	30.09.11	orden	vertical	N-B	2	98,7	98,70	1	scan
405	07.10.11	inverso	vertical	N-B	2	101,3	101,30	1	scan
408	10.10.11	orden	vertical	N-B	2	98,9	98,90	2	scan
463	11.10.11	inverso	vertical	N-B	2	100,4	100,40	2	scan
4	20.07.11	orden	vertical	N-Me	4	122,43	122,43		antr
33	22.07.11	orden	vertical	N-Me	4	121,95	121,95		antr
84	26.07.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,16	122,16		antr
113	28.07.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,3	122,30		antr
120	02.08.11	orden	vertical	N-Me	4	122,07	122,07		antr
149	05.08.11	orden	vertical	N-Me	4	122,7	122,70		antr
200	15.08.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,13	122,13		antr
229	16.08.11	inverso	vertical	N-Me	4	120,82	120,82		antr
236	23.08.11	orden	vertical	N-Me	4	122,6	122,60	1	scan
287	24.08.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,4	122,40	1	scan
294	27.09.11	orden	vertical	N-Me	4	122,7	122,70	2	scan
345	29.09.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,2	122,20	2	scan
352	30.09.11	orden	vertical	N-Me	4	121	121,00	1	scan
403	07.10.11	inverso	vertical	N-Me	4	123,1	123,10	1	scan
410	10.10.11	orden	vertical	N-Me	4	121,8	121,80	2	scan
461	11.10.11	inverso	vertical	N-Me	4	122,7	122,70	2	scan
23	20.07.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	44,32	44,32		antr
52	22.07.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,83	43,83		antr
65	26.07.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	44,15	44,15		antr
94	28.07.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	43,39	43,39		antr
139	02.08.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,74	43,74		antr

168	05.08.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,99	43,99		antr
181	15.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	43,99	43,99		antr
210	16.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	43,69	43,69		antr
255	23.08.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,9	43,90	1	scan
268	24.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	44,2	44,20	1	scan
313	27.09.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,7	43,70	2	scan
326	29.09.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	44,2	44,20	2	scan
371	30.09.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,3	43,30	1	scan
384	07.10.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	43,8	43,80	1	scan
429	10.10.11	orden	Oblicuo	N-OrL	23	43,7	43,70	2	scan
442	11.10.11	inverso	Oblicuo	N-OrL	23	42,9	42,90	2	scan
22	20.07.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	46,53	46,53		antr
51	22.07.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	45,13	45,13		antr
66	26.07.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	46,98	46,98		antr
95	28.07.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	45,02	45,02		antr
138	02.08.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	45,82	45,82		antr
167	05.08.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	45,9	45,90		antr
182	15.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	45,29	45,29		antr
211	16.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	45,67	45,67		antr
254	23.08.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	46,7	46,70	1	scan
269	24.08.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	46,2	46,20	1	scan
312	27.09.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	46,4	46,40	2	scan
327	29.09.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	45,9	45,90	2	scan
370	30.09.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	46,2	46,20	1	scan
385	07.10.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	45,1	45,10	1	scan
428	10.10.11	orden	Oblicuo	N-OrR	22	46,8	46,80	2	scan
443	11.10.11	inverso	Oblicuo	N-OrR	22	44,7	44,70	2	scan
3	20.07.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,53	112,53		antr
32	22.07.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,36	112,36		antr
85	26.07.11	inverso	vertical	N-Pog	3	112,22	112,22		antr
114	28.07.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,96	111,96		antr
119	02.08.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,21	112,21		antr
148	05.08.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,82	112,82		antr
201	15.08.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,55	111,55		antr
230	16.08.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,81	111,81		antr
235	23.08.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,2	112,20	1	scan
288	24.08.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,9	111,90	1	scan
293	27.09.11	orden	vertical	N-Pog	3	111,4	111,40	2	scan
346	29.09.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,3	111,30	2	scan
351	30.09.11	orden	vertical	N-Pog	3	111,3	111,30	1	scan
404	07.10.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,5	111,50	1	scan
409	10.10.11	orden	vertical	N-Pog	3	112,1	112,10	2	scan
462	11.10.11	inverso	vertical	N-Pog	3	111,9	111,90	2	scan
26	20.07.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	44,35	44,35		antr
55	22.07.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	44,21	44,21		antr
62	26.07.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,49	43,49		antr
91	28.07.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,57	43,57		antr
142	02.08.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	42,99	42,99		antr
171	05.08.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	43,27	43,27		antr
178	15.08.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,17	43,17		antr
207	16.08.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,62	43,62		antr
258	23.08.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	44,00	44,00	1	scan
265	24.08.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,6	43,60	1	scan

316	27.09.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	44,5	44,50	2	scan
323	29.09.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	44,6	44,60	2	scan
374	30.09.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	44,2	44,20	1	scan
381	07.10.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,7	43,70	1	scan
432	10.10.11	orden	Oblicuo	OrL-A	26	43,9	43,90	2	scan
439	11.10.11	inverso	Oblicuo	ORL-A	26	43,7	43,70	2	scan
27	20.07.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,7	87,70		antr
56	22.07.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,74	87,74		antr
61	26.07.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,15	87,15		antr
90	28.07.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,45	87,45		antr
143	02.08.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,32	87,32		antr
172	05.08.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,52	87,52		antr
177	15.08.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	86,81	86,81		antr
206	16.08.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	86,96	86,96		antr
259	23.08.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	90,9	90,90	1	scan
264	24.08.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	88,2	88,20	1	scan
317	27.09.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	88,9	88,90	2	scan
322	29.09.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	88,5	88,50	2	scan
375	30.09.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,9	87,90	1	scan
380	07.10.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	87,9	87,90	1	scan
433	10.10.11	orden	Oblicuo	OrL-Pog	27	88,7	88,70	2	scan
438	11.10.11	inverso	Oblicuo	OrL-Pog	27	88,2	88,20	2	scan
21	20.07.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	78,41	78,41		antr
50	22.07.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	78,69	78,69		antr
67	26.07.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	79,58	79,58		antr
96	28.07.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	79,55	79,55		antr
137	02.08.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	80,41	80,41		antr
166	05.08.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	79,56	79,56		antr
183	15.08.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	79,88	79,88		antr
212	16.08.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	80,07	80,07		antr
253	23.08.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	84,1	84,10	1	scan
270	24.08.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	85,7	85,70	1	scan
311	27.09.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	83,3	83,30	2	scan
328	29.09.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	81,9	81,90	2	scan
369	30.09.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	80,2	80,20	1	scan
386	07.10.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	81,1	81,10	1	scan
427	10.10.11	orden	sagital	OrL-PoL	21	81,3	81,30	2	scan
444	11.10.11	inverso	sagital	OrL-PoL	21	81,7	81,70	2	scan
24	20.07.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,5	44,50		antr
53	22.07.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	45,9	45,90		antr
64	26.07.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	45,18	45,18		antr
93	28.07.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	44,18	44,18		antr
140	02.08.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,21	44,21		antr
169	05.08.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,16	44,16		antr
180	15.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	43,94	43,94		antr
209	16.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	43,82	43,82		antr
256	23.08.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,4	44,40	1	scan
267	24.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	44,1	44,10	1	scan
314	27.09.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	43,9	43,90	2	scan
325	29.09.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	44,1	44,10	2	scan
372	30.09.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,3	44,30	1	scan
383	07.10.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	43,9	43,90	1	scan
430	10.10.11	orden	Oblicuo	OrR-A	24	44,1	44,10	2	scan

441	11.10.11	inverso	Oblicuo	OrR-A	24	43,7	43,70	2	scan
15	20.07.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,87	63,87		antr
44	22.07.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,59	63,59		antr
73	26.07.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,66	63,66		antr
102	28.07.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,52	63,52		antr
131	02.08.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,05	63,05		antr
160	05.08.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,27	63,27		antr
189	15.08.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,8	63,80		antr
218	16.08.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,59	63,59		antr
247	23.08.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	64	64,00	1	scan
276	24.08.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	64,7	64,70	1	scan
305	27.09.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,7	63,70	2	scan
334	29.09.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	64,2	64,20	2	scan
363	30.09.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,9	63,90	1	scan
392	07.10.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,9	63,90	1	scan
421	10.10.11	orden	transverso	OrR-OrL	15	63,3	63,30	2	scan
450	11.10.11	inverso	transverso	OrR-OrL	15	63,3	63,30	2	scan
25	20.07.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	89,54	89,54		antr
54	22.07.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,84	88,84		antr
63	26.07.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,43	88,43		antr
92	28.07.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,04	88,04		antr
141	02.08.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,34	88,34		antr
170	05.08.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	87,9	87,90		antr
179	15.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	87,62	87,62		antr
208	16.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	87,42	87,42		antr
257	23.08.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	91,8	91,80	1	scan
266	24.08.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,9	88,90	1	scan
315	27.09.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	89,7	89,70	2	scan
324	29.09.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,9	88,90	2	scan
373	30.09.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	87,7	87,70	1	scan
382	07.10.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	87,9	87,90	1	scan
431	10.10.11	orden	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,2	88,20	2	scan
440	11.10.11	inverso	Oblicuo	OrR-Pog	25	88,1	88,10	2	scan
20	20.07.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	78,8	78,80		antr
49	22.07.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	78,12	78,12		antr
68	26.07.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	80,9	80,90		antr
97	28.07.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	77,39	77,39		antr
136	02.08.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	80,04	80,04		antr
165	05.08.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	80,09	80,09		antr
184	15.08.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	78,01	78,01		antr
213	16.08.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	78,03	78,03		antr
252	23.08.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	81,3	81,30	1	scan
271	24.08.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	79,6	79,60	1	scan
310	27.09.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	79,9	79,90	2	scan
329	29.09.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	79,3	79,30	2	scan
368	30.09.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	79	79,00	1	scan
387	07.10.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	78,9	78,90	1	scan
426	10.10.11	orden	sagital	OrR-PoR	20	78,3	78,30	2	scan
445	11.10.11	inverso	sagital	OrR-PoR	20	78,7	78,70	2	scan
11	20.07.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	65,14	65,14		antr
40	22.07.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	63,3	63,30		antr
77	26.07.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	64,61	64,61		antr
106	28.07.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	63,72	63,72		antr

127	02.08.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	62,71	62,71		antr
156	05.08.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	62,21	62,21		antr
193	15.08.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	63,39	63,39		antr
222	16.08.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	64,19	64,19		antr
243	23.08.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	65,9	65,90	1	scan
280	24.08.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	66	66,00	1	scan
301	27.09.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	64,7	63,70	2	scan
338	29.09.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	63,7	63,70	2	scan
359	30.09.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	64,9	64,90	1	scan
396	07.10.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	64,3	64,30	1	scan
417	10.10.11	orden	vertical	PoL-GoL	11	63,7	63,70	2	scan
454	11.10.11	inverso	vertical	PoL-GoL	11	63,9	63,90	2	scan
10	20.07.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	68,33	68,33		antr
39	22.07.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	68,42	68,42		antr
78	26.07.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	69,01	69,01		antr
107	28.07.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	69,15	69,15		antr
126	02.08.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	67,9	67,90		antr
155	05.08.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	67,2	67,20		antr
194	15.08.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	67,83	67,83		antr
223	16.08.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	67,74	67,74		antr
242	23.08.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	67,8	67,80	1	scan
281	24.08.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	68,5	68,50	1	scan
300	27.09.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	67,9	67,90	2	scan
339	29.09.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	68,2	68,20	2	scan
358	30.09.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	68,3	68,30	1	scan
397	07.10.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	68,2	68,20	1	scan
416	10.10.11	orden	vertical	PoR-GoR	10	68,9	68,90	2	scan
455	11.10.11	inverso	vertical	PoR-GoR	10	67,9	67,90	2	scan
17	20.07.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	116,63	116,63		antr
46	22.07.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	118,93	118,93		antr
71	26.07.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,55	118,55		antr
100	28.07.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,52	118,52		antr
133	02.08.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	118,28	118,28		antr
162	05.08.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	117,85	117,85		antr
187	15.08.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,33	118,33		antr
216	16.08.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,65	118,65		antr
249	23.08.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	118,1	118,10	1	scan
274	24.08.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	121,8	121,80	1	scan
307	27.09.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	117,8	117,80	2	scan
332	29.09.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	117,8	117,80	2	scan
365	30.09.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	117,8	117,80	1	scan
390	07.10.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,3	118,30	1	scan
423	10.10.11	orden	transverso	PoR-PoL	17	118,2	118,20	2	scan
448	11.10.11	inverso	transverso	PoR-PoL	17	118,7	118,70	2	scan

Tabla 4. En la siguiente tabla están las mediciones, con fechas, valores , orden, distancias.

# CAPITULO VI

## ELABORACION DE RESULTADOS Y ESTADÍSTICAS

## **VI. ELABORACIÓN DE RESULTADOS Y ESTADÍSTICA**

### **6.1. ELABORACIÓN DE RESULTADOS**

#### **6.1.1 ANALISIS ESTADISTICO**

En total se obtuvieron 464 datos, 232 datos en las mediciones antropométricas y 232 datos en los escaneos. Los datos fueron procesados con ayuda del software estadístico SPSS versión 15.0. El análisis estadístico está dividido en dos partes:

1. Determinación del grado de incertidumbre y la discrepancia que pueda existir en las mediciones comparativas entre los operadores.
2. Determinar si existe diferencias significativas en las medidas lineales entre el dato antropométrico y el escaneo.

Las medidas que hicieron los dos operadores fueron determinadas directamente con mediciones realizadas en el cráneo mediante un calibrador digital vernier.

Para las dos tomografías CBCT se uso un análisis de Varianza ( ANOVA ). Para comprobar si la orientación de la cabeza influye en algo durante la toma de tomografías se uso el estudio T. También se evaluaron las mediciones tomadas del cráneo en relación con las de la tomografía.

Se usa la T de student puesto que los datos recabados responden a una distribución normal, y este es una estadística que permite saber que tanto varía los valores de dos muestras distintas. El test T de Student fue desarrollado por William Gosset en 1908, y perfeccionado por Sir R. Fisher en 1926, siendo Gosset quien firmaba algunos artículos con el seudónimo de Student y por eso el nombre con que se conoce (test de Student ).

Este test nos permite, basados en la desviación estándar, determinar si existen diferencias significativas en la variable que analizamos, o sea que hemos medido en dos grupos, con individuos o muestras distintas para cada grupo o cuando tenemos el mismo grupo, evaluado con un antes y después

El modelo matemático que en seguida se presenta, corresponde a dos muestras independientes.

Donde:

$t$  = valor estadístico de la prueba  $t$  de Student.

$\bar{X}_1$  = valor promedio del grupo 1.

$\bar{X}_2$  = valor promedio del grupo 2.

$\sigma_p$  = desviación estándar ponderada de ambos grupos.

$N_1$  = tamaño de la muestra del grupo 1.

$N_2$  = tamaño de la muestra del grupo 1.

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\sigma_p \sqrt{\frac{1}{N_1} + \frac{1}{N_2}}}$$

Donde:

$\sigma_p$  = desviación estándar ponderada.

SC = suma de cuadrados de cada grupo.

N = tamaño de la muestra 1 y 2.

$$\sigma_p = \sqrt{\frac{SC_1 + SC_2}{N_1 + N_2 - 2}}$$

## 6.1.2 LOS DESCRIPTORES ESTADÍSTICOS: PROMEDIO, DESVIACIÓN ESTANDAR

### 6.1.2.1 PROMEDIO.

Expresada de forma más intuitiva, podemos decir que la media (aritmética) es la cantidad total de la variable distribuida a partes iguales entre cada observación.

Dados los  $n$  números  $\{a_1, a_2, \dots, a_n\}$ , la **media aritmética** se define simplemente como:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i = \frac{a_1 + a_2 + \dots + a_n}{n}$$

En [matemáticas](#) y [estadística](#), la **media aritmética** (también llamada **promedio** o simplemente **media**) de un conjunto finito de números es igual a la suma de todos sus valores dividida entre el número de sumandos.

La media aritmética está comprendida entre el valor máximo y el valor mínimo del conjunto de datos.

Se observa que para cada grupo los valores varían entre un valor mínimo y otro máximo, entre los cuales se distribuyen otros valores que por ser experimentales son dispersos y no existe modo de elegir cuál es el valor representativo a ese conjunto de valores.

En este sentido, se recurre a los descriptores estadísticos como el promedio que es el valor resultante de la suma de los valores experimentales divididos por el número de muestras.

#### **6.1.2.2 DESVIACIÓN ESTÁNDAR.**

La **desviación estándar** o **desviación típica** ( $\sigma$ ) es otro descriptor estadístico que se utiliza como [medida de centralización o dispersión](#) para variables distribuidos en un intervalo

Se define como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de las diferencias entre cada valor experimental y el valor promedio, divididos entre el número de las muestras. Es una medida (cuadrática) que informa de la media de distancias que

tienen los datos respecto de su media aritmética, expresada en las mismas unidades que la variable.

$$\sqrt{\sigma^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (X_i - \mu)^2}{N}}$$

Para conocer con detalle el comportamiento de un conjunto de datos, no basta con conocer las medidas de tendencia central, sino que se necesita conocer también la desviación que representan los datos en su distribución respecto de la media aritmética de dicha distribución, con objeto de tener una visión de los mismos más acorde con la realidad al momento de describirlos e interpretarlos si los datos son muy dispersos o convergen a un valor central.

## 6.2 . MEDICIONES COMPARATIVAS ENTRE LOS OPERADORES:

En todo proceso de medición existen limitaciones dadas por los instrumentos usados, el método de medición, el operador (u operadores) que realiza la medición. Por esta razón, el mismo proceso de medición introduce errores o incertezas. En el presente estudio se ha tenido mucho cuidado de minimizar los errores de la medición, especialmente los errores sistemáticos<sup>1</sup>. Los estadísticos que nos ayudan analizar el grado de incertidumbre que se tiene en las medidas son el error relativo y el error porcentual definidos como:

Error relativo:  $E_r = \frac{\Delta X}{\bar{X}}$  , coeficiente entre el error de la media y el valor más probable (la media).

Error porcentual:  $E_{\%} = \frac{\Delta X}{\bar{X}} \times 100$  , error relativo multiplicado por 100

---

<sup>1</sup> Los errores sistemáticos se originan por las imperfecciones o la mala selección de los instrumentos de medida y está estrechamente relacionado con el método de medición.

En nuestro caso el error porcentual en promedio tiene un valor menor al 1% , aspecto que permite afirmar que la precisión y la exactitud de nuestras medidas son aceptables para el presente estudio.

Para determinar la discrepancia que puede existir entre ambos operadores en la realización de las medidas, se ha utilizado la siguiente relación:

Si denotamos como:                    medición del operador 1:  $X_1 = \bar{X}_1 \pm \Delta X_1$

   medición del operador 2:  $X_2 = \bar{X}_2 \pm \Delta X_2$

$$\Delta X^2 = \Delta X_2^2 + \Delta X_1^2$$

entonces se define:

1. Con un límite de confianza del 68% las mediciones son distintas si:

$$|\bar{X}_1 - \bar{X}_2| \geq \Delta X$$

2. y que con un límite de confianza del 96% las mediciones son distintas si:

$$|\bar{X}_1 - \bar{X}_2| \geq 2\Delta X$$

Aplicando estos criterios a nuestros datos (ver. tablas 5 y 6) se puede observar que en ningún caso existe discrepancia entre los dos operadores por tanto se pueden agrupar los datos de ambos operadores para verificar si existe diferencias significativas en las medidas realizadas por el escaneo y las medidas antropométricas.

Ahora que sabemos que no existe discrepancia en las medidas realizadas por los operadores y que estas medidas en promedio no superan el 1% de error, procedemos a probar lo siguiente:

1. El efecto que puede existir en las mediciones tomográficas según la orientación del cráneo.
2. La existencia de diferencias significativas en la comparación de las medidas lineales antropométricas con las medidas realizadas en las tomografías del cráneo.

En ambos casos aplicaremos la prueba estadística denominada t-Student, que permite verificar si hay diferencias significativas entre los dos conjuntos de datos, como los datos responden a una distribución normal de acuerdo a la prueba de Kolmogorov-Smirnov (ver Anexo 1) es válido aplicar la inferencia estadística.

### **6.3 .MEDICIONES TOMOGRÁFICAS SEGÚN LA ORIENTACIÓN DEL CRANEO.**

En la Tabla. 7 se muestra las medias líneas del escaneo tomográfico de un cráneo, las exploraciones se realizaron en diferentes orientaciones, scan1 paralelo al piso y scan2 con rotación de 45°.

De acuerdo a la prueba de t-Student para muestras independientes se puede evidenciar que de las 29 medidas lineales, ninguna presenta diferencia significativa en sus valores medidos de acuerdo a la orientación del escaneo. En promedio existe una diferencia en las medias de 0.40 mm, con variaciones máximas de 1.00 mm y variaciones mínimas de 0.02 mm.

## MEDICIONES TOMOGRÁFICAS SEGÚN LA ORIENTACIÓN DEL CRANEO.

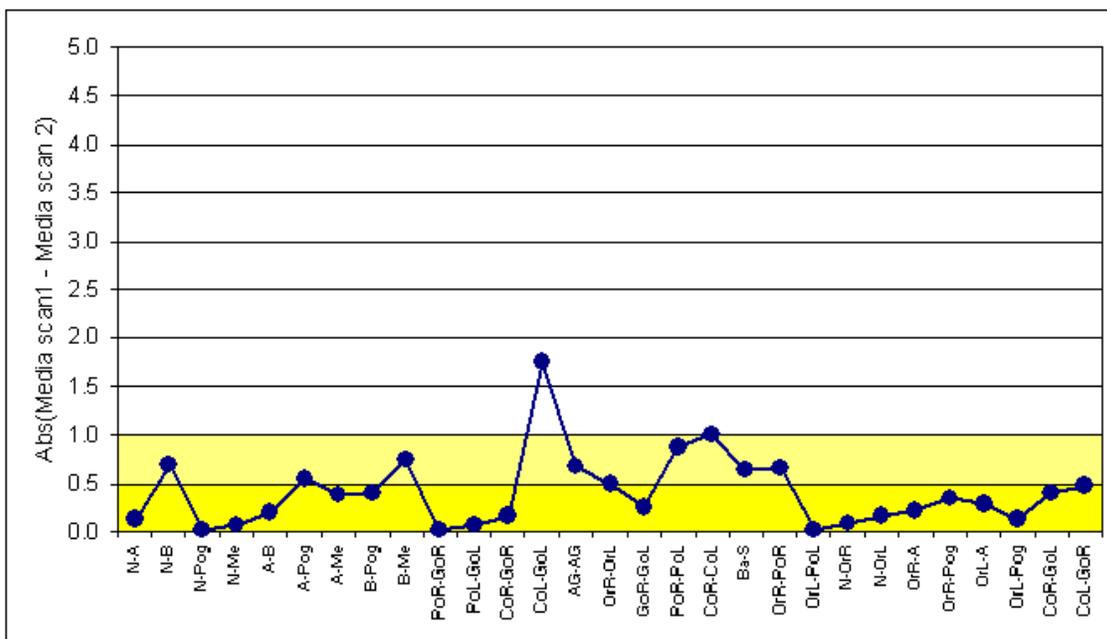


Gráfico 1: Variaciones de las medidas lineales CBTC de acuerdo a la orientación del escaneo, en promedio existe una diferencias en las medias de 0.40 mm, con variaciones máximas en el orden de 1.00 mm y variaciones mínimas de 0.02 mm.

En el Anexo 2 se describen los valores obtenidos en la prueba de t-Student para cada medida lineal.

## 6.4 COMPARACIÓN DE LAS MEDICIONES LINEALES ANTROPOMÉTRICAS (MLA) Y LOS ESCANEOS TOMOGRÁFICOS (CBCT).

Al no existir diferencias significativas en las medidas lineales según la orientación del cráneo, todos los datos son agrupados para realizar la comparación con las medidas lineales antropométricas del cráneo.

Se define como la variación relativa de la medida respecto al valor esperado como:

$Er = \bar{X}_{CBCT} - \bar{Y}_{MLA}$ , donde  $\bar{X}_{CBCT}$  y  $\bar{Y}_{MLA}$  es el promedio de las medidas de CBCT y MLA respectivamente.

También se define el error relativo porcentual de la medida respecto al valor esperado como:

$$Er \% = \left| \frac{\bar{X}_{CBCT} - \bar{Y}_{MLA}}{\bar{Y}_{MLA}} \right| \times 100 \%$$

Los números negativos que pudieran salir en el cálculo del Er representa una subestimación de las mediciones reales (valor esperado) con las medidas CBCT y los números positivos representan una sobreestimación de las mediciones reales con respecto a CBCT.

En la Tabla 8 se muestra los resultados obtenidos, en promedio las variaciones del error relativo está en el orden de 0.4 mm, con valores máximos son del orden de 1.8 mm y los valores mínimos de 0.02 mm, esto representa una variación aproximada del 0.6% de error respecto al valor esperado.

**COMPARACIÓN DE LAS MEDICIONES LINEALES ANTROPOMÉTRICAS Y LOS ESCANEOS TOMOGRÁFICOS.**

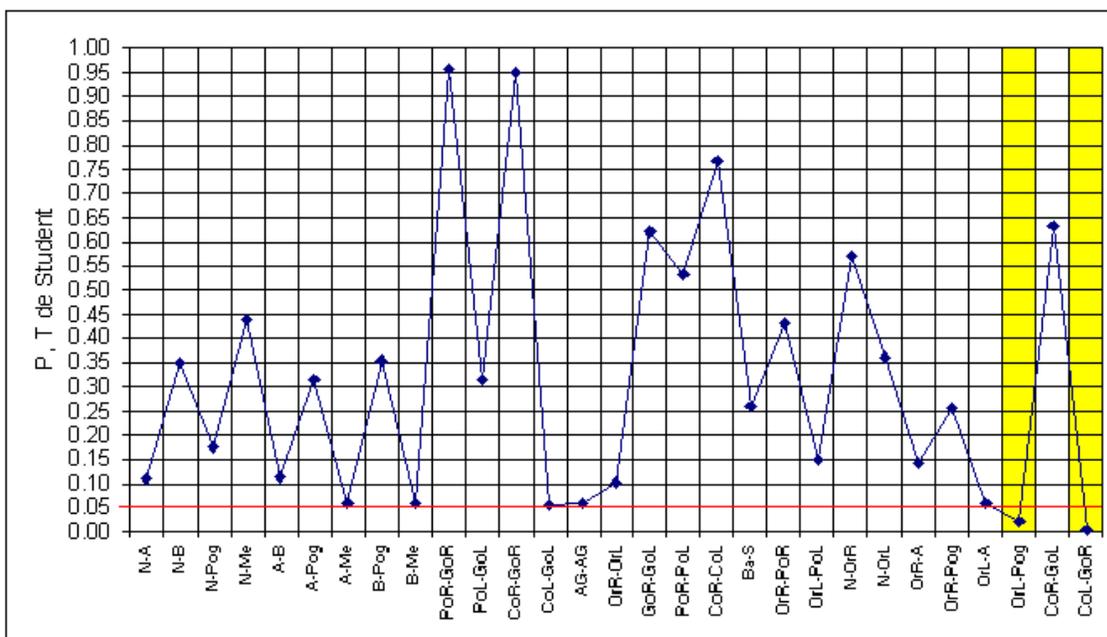


Gráfico 2: Valores de P (Sigma) de la prueba de T de Student de los valores medios de las medidas CBTC con respecto a las medidas lineales antropométricas. Las medidas OrL-Pog y CoL-GoR tienen  $P < 0.05$ .

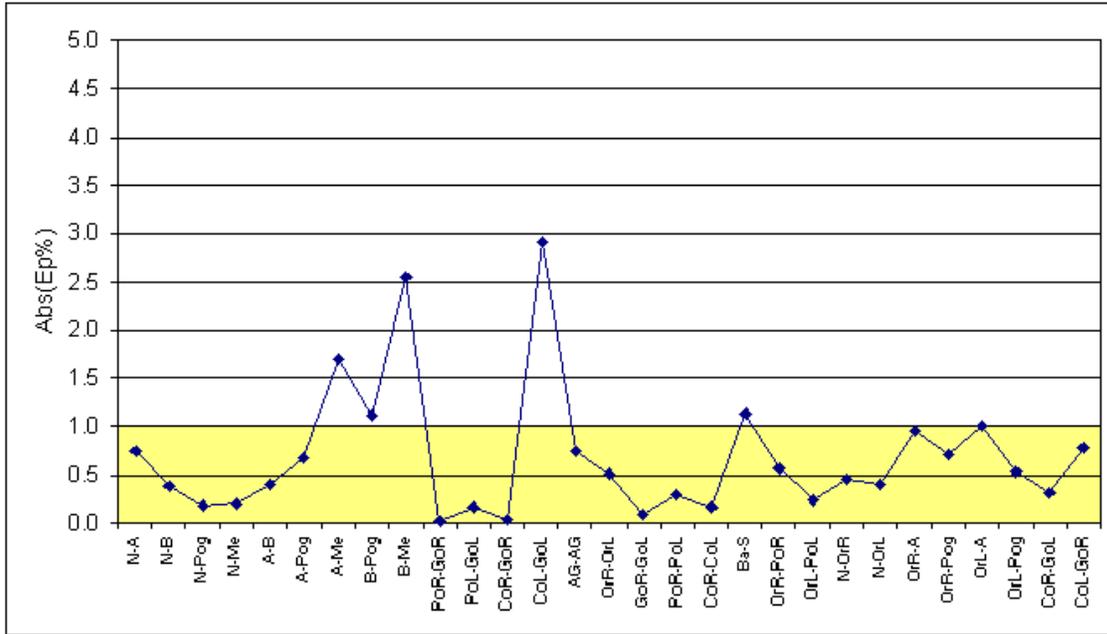


Gráfico 3: Error porcentual de los valores medios de las medidas CBCT con respecto a las medidas lineales antropométricas. En promedio se tiene un error porcentual del orden de 0.6%.

De acuerdo a la prueba de t-Student (ver. Anexo 3) existen dos medidas lineales CBCT (OrL-Pog y CoL-GoR) con diferencias significativas respecto a las medidas antropométricas (ver Tabla 3), su error porcentual es del orden de 0.8%, valor que está por debajo de la resolución de los escaneos (0.04 mm), esto significa que en una medida realizada por CBCT existe la probabilidad que en promedio el error esté en el orden de 0.01 mm a 1.00 mm, aspecto que desde el punto de vista clínico es despreciable.

	Distancia	OPERADOR				Delta	Dif.	Discrepancia	
		1		2				65%	95%
		Media	DS	Media	DS				
1	N-A	57.58	0.60	57.43	0.34	57.44	0.14	no	No
2	N-B	100.85	0.49	100.12	0.38	100.12	0.73	no	No
3	N-Pog	112.24	0.21	112.10	0.55	112.10	0.15	no	No
4	N-Me	122.21	0.21	121.93	0.79	121.93	0.28	no	No
5	A-B	43.53	0.29	43.52	0.20	43.52	0.02	no	No
6	A-Pog	54.30	0.43	54.01	0.67	54.01	0.29	no	No
7	A-Me	64.37	0.41	63.93	0.53	63.93	0.44	no	No
8	B-Pog	11.61	0.30	11.78	0.15	11.78	0.17	no	No
9	B-Me	21.25	0.39	21.71	0.35	21.71	0.47	no	No
10	PoR-GoR	68.73	0.41	67.67	0.32	67.67	1.06	no	No
11	PoL-GoL	63.31	0.21	63.00	0.24	63.00	0.31	no	No
12	CoR-GoR	66.17	0.64	65.94	0.20	65.94	0.23	no	No
13	CoL-GoL	62.79	0.86	62.50	0.32	62.51	0.29	no	No
14	AG-AG	78.03	0.51	77.34	0.37	77.34	0.69	no	No
15	OrR-OrL	63.66	0.15	63.43	0.33	63.43	0.23	no	No
16	GoR-GoL	85.10	0.13	85.17	0.12	85.17	0.07	no	No
17	PoR-PoL	118.16	1.04	118.28	0.33	118.28	0.12	no	No
18	CoR-CoL	115.98	1.30	117.00	0.84	117.00	1.02	no	No
19	Ba-S	43.42	1.16	43.15	0.68	43.16	0.27	no	No
20	OrR-PoR	78.80	1.51	79.04	1.18	79.06	0.24	no	No
21	OrL-PoL	78.68	0.16	79.03	0.11	79.03	0.35	no	No
22	N-OrR	45.92	0.99	45.67	0.27	45.68	0.24	no	No
23	N-OrL	43.92	0.41	43.85	0.16	43.85	0.07	No	No
24	OrR-A	44.94	0.76	44.03	0.18	44.04	0.91	No	No
25	OrR-Pog	88.71	0.64	87.82	0.40	87.82	0.89	No	No
26	OrL-A	43.91	0.44	43.26	0.26	43.26	0.64	No	No
27	OrL-Pog	87.70	0.19	87.15	0.33	87.15	0.55	No	No
28	CoR-GoL	118.21	1.16	119.41	1.30	119.41	1.20	No	No
29	CoL-GoR	119.49	0.73	119.80	0.20	119.80	0.30	No	No

Tabla 5: Prueba de discrepancia para los operadores que realizaron las medidas lineales antropométricas, con una confiabilidad del 65% y 95%.

		OPERADOR				Delta	Dif	discrepancia	
		1		2				65%	95%
		Media	DS	Media	DS				
1	N-A	57.90	0.41	57.98	0.73	57.98	0.08	no	no
2	N-B	100.38	0.67	99.83	1.24	99.83	0.55	no	no
3	N-Pog	111.98	0.15	111.95	0.10	111.95	0.02	no	no
4	N-Me	122.48	0.22	122.15	0.94	122.15	0.32	no	no
5	A-B	43.75	0.19	43.65	0.19	43.65	0.10	no	no
6	A-Pog	54.80	1.07	54.25	0.53	54.26	0.55	no	no
7	A-Me	65.85	1.75	64.63	0.74	64.65	1.22	no	no
8	B-Pog	11.83	0.22	11.83	0.41	11.83	0.00	no	no
9	B-Me	21.85	0.54	22.20	0.71	22.21	0.35	no	no
10	PoR-GoR	68.10	0.32	68.33	0.42	68.33	0.23	no	no
11	PoL-GoL	63.33	0.10	63.20	0.14	63.20	0.13	no	no
12	CoR-GoR	65.73	0.48	66.35	0.66	66.35	0.63	no	no
13	CoL-GoL	64.45	3.05	64.50	1.43	64.57	0.05	no	no
14	AG-AG	78.08	0.71	78.45	0.41	78.45	0.37	no	no
15	OrR-OrL	64.15	0.42	63.60	0.35	63.60	0.55	no	no
16	GoR-GoL	84.85	0.13	85.25	0.62	85.25	0.40	no	no
17	PoR-PoL	118.88	1.96	118.25	0.37	118.27	0.63	no	no
18	CoR-CoL	115.63	1.00	117.73	0.40	117.73	2.10	no	no
19	Ba-S	42.20	0.64	43.38	0.28	43.38	1.18	no	no
20	OrR-PoR	80.03	0.88	78.73	0.31	78.73	1.30	no	no
21	OrL-PoL	79.00	0.26	79.08	0.26	79.08	0.08	no	no
22	N-OrR	46.30	0.34	45.70	0.97	45.70	0.60	no	no
23	N-OrL	44.00	0.24	43.43	0.41	43.43	0.58	no	no
24	OrR-A	44.13	0.21	44.00	0.26	44.00	0.13	no	no
25	OrR-Pog	89.83	1.37	87.98	0.22	87.99	1.85	no	no
26	OrL-A	44.18	0.46	43.88	0.24	43.88	0.30	no	no
27	OrL-Pog	87.95	0.48	87.83	0.10	87.83	0.13	no	no
28	CoR-GoL	118.00	0.91	120.35	1.42	120.35	2.35	no	no
29	CoL-GoR	120.25	0.37	120.93	0.68	120.93	0.67	no	no

*Tabla 6: Prueba de discrepancia para los operadores que realizaron las medidas lineales tomográficas CBCT, con una confiabilidad del 65% y 95%.*

sagital	Ba-S	42.48	0.88	43.10	0.61	0.63	No
	OrR-PoR	79.70	1.11	79.05	0.70	-0.65	No
	OrL-PoL	79.03	0.22	79.05	0.30	0.02	No
Oblicuo	N-OrR	46.05	0.68	45.95	0.91	-0.10	No
	N-OrL	43.80	0.37	43.63	0.54	-0.17	No
	OrR-A	44.18	0.22	43.95	0.19	-0.22	No
	OrR-Pog	89.08	1.89	88.73	0.74	-0.35	No
	OrL-A	43.88	0.28	44.18	0.44	0.30	No
	OrL-Pog	87.83	0.38	87.95	0.31	0.13	No
	CoR-GoL	119.38	1.36	118.98	2.13	-0.40	No
	CoL-GoR	120.83	0.67	120.35	0.54	-0.48	No

*Tabla 7: Medias líneas del escaneo tomográfico de un cráneo, de acuerdo a las orientaciones del escaneo, scan1 paralelo al piso y scan2 con rotación de 45°.*

		antropométrica		CBCT		Er	PE (%)	diferencia significativa
		Media	SD	Media	SD			
Vertical	N-A	57.50	0.46	57.94	0.55	0.43	0.75	no
	N-B	100.48	0.57	100.10	0.97	-0.38	-0.38	no
	N-Pog	112.17	0.39	111.96	0.12	-0.21	-0.18	no
	N-Me	122.07	0.56	122.31	0.66	0.24	0.20	No
	A-B	43.52	0.23	43.70	0.18	0.18	0.40	No
	A-Pog	54.16	0.54	54.53	0.83	0.37	0.68	No
	A-Me	64.15	0.50	65.24	1.41	1.09	1.70	No
	B-Pog	11.69	0.24	11.83	0.31	0.13	1.12	No
	B-Me	21.48	0.42	22.03	0.62	0.55	2.55	No
	PoR-GoR	68.20	0.66	68.21	0.36	0.02	0.02	No
	PoL-GoL	63.15	0.27	63.26	0.13	0.11	0.17	No
	CoR-GoR	66.06	0.46	66.04	0.63	-0.02	-0.03	No
	CoL-GoL	62.65	0.62	64.48	2.21	1.83	2.92	No
Transverso	AG-AG	77.68	0.55	78.26	0.57	0.58	0.75	No
	OrR-OrL	63.54	0.27	63.88	0.46	0.33	0.52	No
	GoR-GoL	85.14	0.12	85.05	0.47	-0.09	-0.10	No
	PoR-PoL	118.22	0.71	118.56	1.34	0.34	0.29	No
	CoR-CoL	116.49	1.15	116.68	1.33	0.19	0.16	No
Sagital	Ba-S	43.28	0.89	42.79	0.78	-0.49	-1.14	No
	OrR-PoR	78.92	1.26	79.38	0.93	0.45	0.57	No
	OrL-PoL	78.86	0.23	79.04	0.24	0.18	0.23	No
Oblicuo	N-OrR	45.79	0.68	46.00	0.74	0.21	0.45	No
	N-OrL	43.89	0.29	43.71	0.44	-0.18	-0.40	No
	OrR-A	44.49	0.71	44.06	0.23	-0.42	-0.95	No
	OrR-Pog	88.27	0.69	88.90	1.34	0.63	0.72	No
	OrL-A	43.58	0.48	44.03	0.38	0.44	1.01	No
	OrL-Pog	87.43	0.38	87.89	0.33	0.46	0.53	Si
	CoR-GoL	118.81	1.31	119.18	1.67	0.37	0.31	No
	CoL-GoR	119.65	0.52	120.59	0.62	0.94	0.79	Si

Tabla 8: Comparación de los valores medios de las medidas CBCT con las medidas antropométricas. En promedio se tiene un error porcentual del orden de 0.6%

# **CAPITULO VII**

## **DISCUSSION**

## VII DISCUSION

### 7.1 Discusión.-

El concepto de una anatomía en 3D fue representado desde un principio por la cefalometría. Sin embargo el desarrollo de una imagen en tres dimensiones para un uso cefalométrico fue obstaculizado por muchos años por las limitaciones tecnológicas, altos costos, y la gran exposición a radiación a la que se veían sometidos los pacientes. Avances tecnológicos en tomografía hacen a posible ahora que esta imagen se la use en la práctica ortodóntica. Sin embargo para que su uso sea requerido en su totalidad es necesario realizar varios estudios que comprueben su confiabilidad y validez.

Para validar este tipo de estudios se usa tradicionalmente un cráneo humano. La ventaja del uso de cráneos humanos es que se pueden realizar directamente medidas craneométricas, y utilizar estas para una comparación estándar.

En los recientes años se realizaron muchos estudios para validar las imágenes en 3D derivadas de un CBCT, pero la mayoría de estos tenían defectos. Las investigaciones se basaban en un FOV (Field Of View) mediano o pequeño (46, 69, 57, 47), limitado a solo a ciertas medidas y planos del complejo maxilofacial, siendo este un problema para los ortodoncistas que evalúan todas las áreas de complejo craneomaxilofacial necesitando un FOV grande.

En contraste a estos artículos, la única investigación que abarco todas las medidas lineales del complejo maxilofacial obtuvo un mal resultado. Lascalet al (68) realizo 13 medidas en 8 cráneos, usando marcas en todo el complejo maxilofacial. Interesantemente las medidas reales resultantes fueron de mayor valor que las medidas en las imágenes CBCT, con una diferencia significativa.

Otro problema de muchos estudios fue que a pesar de realizar medidas precisas en CBCT, el diseño de los estudios era muy sensible a detectar pequeñas diferencias.

Por ejemplo, Hilgers et al( 46) comparo diversas medidas de 50 cráneos con las medidas tomadas por un tomógrafo iCAT. A Diferencia de este estudio nosotros nos enfocamos solo en las medidas de un cráneo. Con el uso de muchos cráneos provoca que la variabilidad sea mayor .a la variabilidad con medidas repetidas en un solo cráneo , porque decrece la posibilidad de encontrar pequeñas diferencias entre las medidas de las imágenes en 3D y las medidas reales. Hilgers et al (46 )reporto diferencias de 0a 0.75mm. Sin detectar diferencias significativas, en contraste, nuestro estudio es altamente sensible. Reportamos una diferencia entre 1.8mm, y una diferencia tan pequeña como 0.02mm. Comparado con nuestro estudio, Lascala et al 68 reporto una precisión en las medidas CBCT con una diferencia de 3 a 6.59mm.

La variabilidad de resultados en la literatura puede ser explicado, en parte, por las diferentes tipos de maquinas Cone Beam, y las diferentes imágenes que producen los diferentes software. Por ejemplo , la unidad CBCT usado en estudios el New Tom 900020,38, el NewTom 3G,el Galileos, el iCAT,46 ,47 el Dental 3D-CT PSR 9000 prototipo, y otros( 57). A pesar que todas estas maquinas producen imágenes CBCT, ellas difieren en la posición del paciente, tiempo de escaneo, tiempo de reconstrucción, tipo de detector de imagen, FOV, resolución y dosis de radiación ( 44 ).Sin embargo las tomografías tomadas con diferentes equipos no deberían que variar demasiado unos con otros.

A diferencia de todos los mencionados estudios, nosotros nos enfocamos tomando en cuenta el error porcentual comúnmente descrito identificando puntos clásicos( 53,52). El error porcentual para nuestra investigación fue baja, 0.8%. En la reconstrucción en 3D el error porcentual depende en parte de otros factores que conocemos como la resolución (tamaño de voxel ) y el tamaño de la marca identificada como punto.

Otro factor, que reporta la literatura, que puede influir en la exactitud y confiabilidad de la CBCT es la naturaleza de los marcadores usados para los puntos (para poder identificarlos) y la resolución del scan. Marcas radiolucidas incrementan el porcentaje de error al identificarlas. Por esta razón, muchos estudios incluyendo el nuestro, usan marcas radiopacas. Sin embargo con marcas radiopacas la exactitud de las medidas está limitada por su tamaño. Esta parte explica porque por que el estudio de Lascala et al (68), en el que se usaron marcas de 2mm de diámetro ,

tuvo como resultado una gran variabilidad con importantes diferencias en cuanto a la exactitud desde 1.64 a 6.59mm. Sin embargo en nuestro estudio las marcas utilizadas eran perdigones de 2.3mm estos son de mayor tamaño, pero en nuestros resultados no obtuvimos tanta variabilidad desde 1.8 mm a 0.02mm . A parte hay que considerar que la exactitud y precisión de las mediciones depende también de la resolución del scan (47 ). Muchos estudios buscan que la resolución de los escáneres sean de 0.4mm de tamaño de voxel mientras que otros están limitados a el uso de 0.2 mm de tamaño de voxel o incluso menos (47).

Siguiendo previas investigaciones, las alteraciones en la posición de la cabeza durante la adquisición de la imagen no tiene influencia en la exactitud de las mediciones lineales hechas con el scan CBCT (69 ). Esto sugiere que las imágenes en 3D tienen más ventajas sobre las tradicionales 2D usadas en ortodoncia, ya que las alteraciones de la posición del paciente durante la toma de una imagen 2D provocan cambios en la magnificación y en las distancias lineales entre puntos de referencia. En conclusión esto indica que la posición indicada para tomar una tomografía es la posición natural de la cabeza, otras posiciones no están recomendadas, pero sin embargo esto no afectaría la confiabilidad y exactitud de la imagen.

Con respecto a la confiabilidad de nuestras medidas lineales, nuestro estudio muestra que las mediciones realizadas en 3D tienden a ser más precisas que un estudio antropométrico estándar . Estudios previos sugieren que la experiencia del operador puede influir en la exactitud de las medidas tomadas (69), a pesar de que otros estudios muestran una gran confiabilidad con los datos obtenidos esto con mucha experiencia en el manejo del software (47 ) Sin embargo en este estudio la experiencia del operador no tuvo mucha influencia en las medidas lineales. Y a pesar de otros estudios, las medidas lineales realizadas no son un factor de error. Sobre todo que nuestros resultados sugieren que la exactitud de las medidas lineales CBCT está entre el 0.4 mm , y esto se aproxima a la resolución del scan y nuestro error porcentual es de 0.8 % que es menor al 1% de error , que en términos clínicos es totalmente depreciable.

## **7.2 CONCLUSIONES.-**

La exactitud y confiabilidad de medidas lineales hechas con CBCT fueron comparadas con medidas hechas directamente en un cráneo humano.

Los resultados sugieren lo siguiente.

1. La unidad CBCT usada en este estudio (Galileos) sigue una exactitud y confiabilidad en sus medidas lineales, su exactitud está limitada en parte al tamaño de voxel, sin embargo esta es aceptada ya que no influye de manera trascendental en la práctica clínica y los errores de las medidas en promedio no superan el 1% de error.
2. La orientación del cráneo durante el escaneo no tiene influencia en las mediciones lineales.
3. La tecnología CBCT puede ser plenamente usada en el diagnóstico y plan de tratamiento de Ortodoncia.
4. EL tamaño de voxel en este estudio nos dio un error en el orden del 1% al igual que en otros estudios con un voxel mayor.

Agradecemos a 3Dimax por la asistencia y el uso del programa 3DDolphin y el uso del tomógrafo Galileos.

## **7.3 RECOMENDACIONES.-**

Para futuras investigaciones se recomienda utilizar perdigones más pequeños, es decir del menor diámetro posible, para que así disminuya aun más la posibilidad de error. También se recomendaría hacer este mismo estudio utilizando diferentes tipos de Tomógrafos Computarizados de haz de Cono, para así poder determinar cuál es la diferencia entre estos, y cual nos brinda datos más certeros..

# **CAPITULO VIII**

## **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## VIII REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Simon PM. Grundzuge einer systematischen. Diagnostik der gebiss anomalien. Berlin: Hermann Meusser; 1922.
2. Broadbent BS. A new x-ray technique and its application to orthodontia. Angle Orthod 1931;1:45-66.
3. Jacobson A. Radiographic cephalometry: from basics to videoimaging. In: Stream C, editor. Radiographic cephalometry: from basics to videoimaging. Chicago: Quintessence; 1995.
4. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. Am J Orthod 1971;60:505-17.
5. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. Am J Orthod 1971;60:111-27.
6. van der Linden FP. A study of roentgenocephalometric bony landmarks. Am J Orthod 1971;59:111-25.
7. Sekiguchi T, Savara BS. Variability of cephalometric landmarks used for face growth studies. Am J Orthod 1972;61:603-18.
8. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. Angle Orthod 1994;64:447-54.
9. Harrell WE Jr, Hatcher DC, Bolt RL. In search of anatomic truth: 3-dimensional digital modeling and the future of orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:325-30.
10. Mah J, Hatcher D. Current status and future needs in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003;6(Suppl 1):10-6.
11. Mah J, Hatcher D. Three-dimensional craniofacial imaging. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;126:308-9.
12. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod 2005;32:282-93.
13. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the conebeam

technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-64.

14. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sokaino R, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial x-ray

cone beam CT scanner (CB MercuRay): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:51-9.

15. Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari I, Tanabe K, et al. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. *Bull Tokyo Dent Coll* 2006;47:133-41.

16. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95:371-7.

17. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003;6(Suppl 1):31-6.

18. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:285-90.

19. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of conebeam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.

20. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:291-4.

21. iS i-CAT operator's manual. Cone beam volumetric tomography and panoramic dental imaging system. Hatfield, Pa: Imaging Sciences International; 2005.

22. 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;35:219-26.

23. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. *Am J Phys Anthropol* 1990;82:283-94.

24. Kragsskov 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;34:111-6.

25. Cavalcanti MG, Haller JW, Vannier MW. Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:690-4.

26. Lo LJ, Lin WY, Wong HF, Lu KT, Chen YR. Quantitative measurement on three-dimensional computed tomography: an experimental validation using phantom objects. *Chang Gung Med J* 2000;23:354-9.

27. Chidiac JJ, Shofer FS, Al-Kutoub A, Laster LL, Ghafari J. Comparison of CT scanograms and cephalometric radiographs in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2002;5:104-13.

28. Jung H, Kim HJ, Kim DO, Hong SI, Jeong HK, Kim KD, et al. Quantitative analysis of three-dimensional rendered imaging of the human skull acquired from multi-detector row computed tomography. *J Digit Imaging* 2002;15:232-9.

29. Kim DO, Kim HJ, Jung H, Jeong HK, Hong SI, Kim KD. Quantitative evaluation of acquisition parameters in three-dimensional imaging with multidetector computed tomography using human skull phantom. *J Digit Imaging* 2002;15(Suppl 1):254-7.

30. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE Jr, Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126:397-409.

31. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;128:803-11.

32. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:534-42.

33. Goto TK, Nishida S, Nakamura Y, Takumori K, Nakamura Y, Kobayashi K, et al. The accuracy of 3-dimensional magnetic resonance 3D volume images of the mandible: an in vitro comparison of magnetic resonance imaging and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103: 550-9.

34. Hueman EM, Noujeim ME, Langlais RP, Prihoda TJ, Miller FR. Accuracy of cone beam computed tomography in determining the location of the genial tubercle. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2007;137:115-8.
35. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19: 228-31.
36. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-6.
37. Pinsky HM, Dyda S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:410-6.
38. Marmulla R, Wortche R, Muhling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:28-31.
39. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer JU, Bochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone-beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:551-9.
40. Lim KF, Foong KW. Phosphor-stimulated computed cephalometry: reliability of landmark identification. *Br J Orthod* 1997;24: 301-8.
41. Kamoen A, Dermaut L, Verbeeck R. The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. *Eur*
42. El-Mangoury NH, Shaheen SI, Mostafa YA. Landmark identification in computerized posteroanterior cephalometrics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:57-61.
43. Broch J, Slagsvold O, Rosler M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Eur J Orthod* 1981;3:9-13
44. Broadbent BH: A new x – ray technique and its application to orthodontia, *Angle orthod* 1: 45 – 66, 1931.
45. Bookstein FL: The geometry of craniofacial invariants, *Am J Orthod* 83:221 – 234, 1983.

46. Harrell WE Jr, Hatcher DC, Bolt RL: In search of anatomic truth: 3 – dimensional modeling and the future of orthodontics, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122(3): 325-330, 2003.
47. Hixon EH: The norm concept in cephalometrics, *Am J Orthod* 42: 898 – 906, 1956.
48. Moyers RE, Bookstein FL: The inappropriateness of conventional cephalometrics, *Am J Orthod* 75: 599 – 617, 1979.
49. Adams GL, Gansky SA, Miller AI, et al: the comparison between traditional two – dimensional cephalometry and a three – dimensional approach on human dry skulls, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (in press).
50. Baumrind S, Moffitt FH, Curry S: Three dimensional x – ray stereometry from paired coplanar images: a progress report, *Am J Orthod* 84:292-312, 1983.
51. Athanasiou AE: Orthodontic cephalometry, London, 1997, Mosby-Wolfe.
52. Macri V, Athanasios AE: Sources of error in lateral cephalometry. In Athanasios AE, editor: *Orthodontic Cephalometry*, London, 1997, Mosby – Wolfe.
53. Baumrind S, Frantz RC: The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification , *Am J Orthod* 60:111-127, 1971.
54. Carlson GE: Error in x – ray cephalometry, *Odontol Tidskr* 75:99-123, 1967.
55. Vig PS: Orthodontic controversies: their origins, consequences, and resolution. In Melsen B, editor: *Current controversies in orthodontics*, Chicago, 1992, Quintessence.
56. Han UK, Vig KWL, Wientraub JA, et al: Consistency of orthodontic treatment decision relative to diagnostic records, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100:212-219, 1991.
57. Hatcher DC: Maxillofacial imaging. In McNeill C, ed: *Science and practice of occlusion*, Chicago, 1997, Quintessence.
58. Cutting C, Grayson B, Bookstein FL, et al: Computer aided planning and evaluation of facial orthognatic surgery, *Clin Plast Surg* 13:449-462, 1986.
59. Baumrind S, Moffitt FH, Curry S: The geometry of three - dimensional measurements from paired coplanar x- ray images, *Am J Orthod* 84:313-322, 1983.
60. Mankovich N, Samson D, Pratt W, et al: surgical planning using three dimensional imaging and computer modeling, *Otolaryngol Clin North Am* 27:875-889, 1994.

61. McKee IW, Williamson PC, Lam EW, et al: the accuracy of 4 panoramic units in the projection of mesiodistal tooth angulations, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121 (2): 166-175,2002.
62. Carson CA: Imaging modalities in x –ray computerized tomography and in selected volume tomography, *Phys Med Biol* 44: R23-R55,1999.
63. Marcel T, Chew W, McNeil C, et al: Magnetic resonance spectroscopy of the human masseter muscle in nonbruxing and bruxing subjects, *J Orofac Pain* 2:116-130, 1995.
64. Tasaki MM, Westesson P-L: Temporomandibular joint: diagnostic accuracy with sagittal and coronal MR imaging, *Radiology*186:723-729,1993.
65. Mozzo P et al: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone – beam technique: preliminary results, *Eur Radiol* 8: 1558-1564,1998.
66. International Commission on Radiological Protection: Managing patient dose in computed tomography. *Am JCRP* 30:4, 2001.
67. Arnot RN et al: Investigation using an x –ray image intensifier and a TV camera for imaging transverse sections in humans, *Br J Radiol* 57: 47-55, 1984.
68. Cho PS, Jhonson RH, Griffin TW: Cone – Beam CT for radiotherapy applications, *Phys Med Biol* 40: 1863 – 1883, 1995.
69. Harrison RM, Farmer FT: the determination of anatomical cross – sections using a radiotherapy simulator, *Br J Radiol* 51:448-453, 1978.
70. Ludlow JB, Davies – Ludlow LE, Brooks SL: Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS, panoramic unit, *Dentomaxillofac Radiol* 32(4):229 – 234,2003.
71. Mah JK,Danforth RA, Bumann A, et al: Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dentalcomputed tomography device, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol oral Radiol Endod* 96(4): 508 -513, 2003.
72. Danforth RA, Clark DE: Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol, Oral Radiol Endod* 89(2):236-243,2000.
73. Gibbs SJ: Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 90:538-545, 2000.
74. Mah J, Hatcher D: Current Status and future needs in craniofacial imaging, *Orthod Craniofac Res* 6 (suppl 1):10-16,2003.

75. Cevidanes LHC, Tucker S, Styner M, Kim H, Chapuis J, Reyes M, et al. Three – dimensional surgical simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138:361 -71.
76. Swennen GRJ, Schutyser F. Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs. cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;30:40-6.
77. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT 3D images. *Angle Orthod* 2009;79:150-7.
78. Damstra J, Fourie Z, Huddleston Slater JJR, Ren Y. Accuracy of linear measurements from cone – beam computed tomography – derived surface models of different voxel sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:16.e1-6.
79. Lagravère MO, Carey J, Toogood RW, Major PW. Three – dimensional accuracy of measurements made with software on cone – beam computed tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:112-6.
80. Hasan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three – dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface – rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position. *Eur J Orthod* 2008;31:129-34.
81. Mischkowski RA, Pulsfort R, Ritter L, Neugebauer J, Brochhagen HG, Keeve E, et al. Geometric accuracy of a newly developed cone – beam device for maxillofacial imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:551-9.
82. Grauer D, Cevidanes LSH, Proffitt WR. Working with DICOM craniofacial images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:460-70.
83. Lou L, Lagravere MO, Compton S, Major PW, Flores – Mir C. Accuracy of measurements and reliability of landmark identification with computed tomography (CT) techniques in the maxillofacial area: a systematic review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104:402-11.
84. De Oliviera AEF, Cevidanes LHS, Philips C, Motta A, Burke B, Tyndall. Observer reliability of three – dimensional cephalometric identification on cone – beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:256-65.
85. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes LHS, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone – beam tomography vs. conventional cephalometric views. *J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;312.e1-10; discussion 312-3.

86. Lagravère MO, Major PW, Carey J. Sensitivity analysis for plane orientation in three – dimensional cephalometric analysis based on superposition of serial cone beam computed tomography images. *Dentomaxillofac Radiol* 2010;39:400-8.
87. Damstra J, Huddleston Salter JJR, Fourie Z, Ren Y. Reliability and the smallest detectable difference of lateral cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:546.e11-8;discussion 546-7.
88. Harris EF, Smith RN. Accounting for measurement error: a critical but often overlooked process. *Arch Oral Biol* 2009;54(Supl1):S107-7.
89. Halazonestis DJ. From 2 – dimensional cephalograms to 3 – dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127:627-37.
90. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod* 2003;19:67-75.
91. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:508-13.
92. Van Vlijmen OJC, Maal T, Bergé SJ, Bronhorst EM, Katsaros AM, Kuipers – Jagtman AM. A comparison between 2D and 3D cephalometry on CBCT scans of human skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:156-60.
93. Olszewsky R, Zech F, Cosnard G, Nicolas V, Macq B, Reyhler H. Three – dimensional computed tomography cephalometric craniofacial analysis: experimental validation in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007;36:828-33.
94. Swennen GRJ, Schutyer F, Barth EL, De Groeve P, De Mey A. A new method of 3-D cephalometry. Part 1: the anatomic Cartesian 3-D reference system. *J Craniofac Surg* 2006;17:314-25.
95. Moerenhout BAMML, Gelaude F, Swennen GRJ, Casselman JW, Van der Sloten J, Mommaerts MY. Accuracy and repeatability of cone beam computed tomography (CBCT) measurements used in the determination of facial indices in the laboratory setup. *J Craniomaxillofac Surg* 2009;37:18-23.
96. Soumalainen A, Vehmas T, Kortesianiemi M, Robinson S, Peltola J. Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2008;37:10-7.

# ANEXOS

## Anexo 1: Prueba de Normalidad de Kolmogorov-Smirnov para una muestra

estadístico		N-A	N-B	N-Pog	N-Me	A-B	A-Pog	A-Me	B-Pog	B-Me	PoR-GoR
N		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8
Parámetros normales(a,b)	Media	57.9375	100.1	111.7	122.3125	44.1625	54.525	65.2375	11.825	22.025	68.2125
	Desviación típica	0.54756	0.96806	0.36645	0.65561	1.4589	0.83452	1.40706	0.30589	0.61586	0.36425
Diferencias más extremas	Absoluta	0.212	0.142	0.207	0.182	0.419	0.292	0.273	0.153	0.22	0.18
	Positiva	0.212	0.142	0.207	0.152	0.419	0.292	0.273	0.153	0.22	0.18
	Negativa	-0.17	-0.122	-0.207	-0.182	-0.233	-0.161	-0.153	-0.106	-0.173	-0.129
Z de Kolmogorov-Smirnov		0.599	0.403	0.587	0.514	1.186	0.826	0.773	0.433	0.622	0.508
Sig. asintót. (bilateral)		0.865	0.997	0.882	0.954	0.12	0.503	0.588	0.992	0.834	0.959
estadístico		PoL-GoL	CoR-GoR	CoL-GoL	AG-AG	OrR-OrL	GoR-GoL	PoR-PoL	CoR-CoL	Ba-S	OrR-PoR
N		8	8	8	8	8	8	8	8	8	8
Parámetros normales(a,b)	Media	64.6375	66.0375	64.475	78.2638	63.875	86.9125	118.5625	116.675	42.7875	79.375
	Desviación típica	0.92108	0.63005	2.20567	0.5749	0.46214	2.19443	1.34476	1.32746	0.7754	0.92698
Diferencias más extremas	Absoluta	0.165	0.211	0.175	0.219	0.147	0.144	0.334	0.181	0.157	0.161
	Positiva	0.163	0.211	0.175	0.175	0.143	0.144	0.334	0.125	0.12	0.161
	Negativa	-0.165	-0.121	-0.122	-0.219	-0.147	-0.106	-0.285	-0.181	-0.157	-0.123
Z de Kolmogorov-Smirnov		0.466	0.598	0.494	0.618	0.415	0.408	0.945	0.512	0.443	0.454
Sig. asintót. (bilateral)		0.982	0.867	0.968	0.839	0.995	0.996	0.333	0.956	0.99	0.986

estadístico		OrL-PoL	N-OrR	N-OrL	OrR-A	OrR-Pog	OrL-A	OrL-Pog	CoR-GoL	CoL-GoR
N		8	8	8	8	8	8	8	8	8
Parámetros normales(a,b)	Media	82.4125	46	43.7125	44.0625	88.9	44.025	88.65	119.175	121.2125
	Desviación típica	1.81536	0.7445	0.43895	0.22638	1.34271	0.37702	0.97688	1.6714	1.17648
Diferencias más extremas	Absoluta	0.236	0.231	0.239	0.191	0.25	0.181	0.274	0.22	0.168
	Positiva	0.236	0.141	0.133	0.184	0.25	0.181	0.274	0.22	0.168
	Negativa	-0.111	-0.231	-0.239	-0.191	-0.186	-0.146	-0.221	-0.137	-0.115
Z de Kolmogorov-Smirnov		0.668	0.653	0.675	0.54	0.707	0.511	0.775	0.623	0.476
Sig. asintót. (bilateral)		0.764	0.787	0.752	0.933	0.699	0.956	0.585	0.833	0.977

## Anexo 2: Prueba de T-Student para muestras independientes,

MEDICIONES TOMOGRÁFICAS SEGÚN LA ORIENTACIÓN DEL CRANEO.

### Prueba T: N-A

Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	57.8750	.65511	.32755
	45 grados	4	58.0000	.50990	.25495

Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.774	.413	-.301	6	.773	-.1250	.41508	1.14066	.89066
	No se han asumido varianzas iguales			-.301	5.659	.774	-.1250	.41508	1.15569	.90569

## Prueba T: N-B

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	100.4500	1.20692	.60346
	45 grados	4	99.7500	.63509	.31754

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	1.269	.303	1.027	6	.344	.7000	.68191	-.96857	2.36857
	No se han asumido varianzas iguales			1.027	4.543	.356	.7000	.68191	1.10729	2.50729

## Prueba T: N-Pog

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	111.7250	.40311	.20156
	45 grados	4	111.6750	.38622	.19311

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.000	1.000	.179	6	.864	.0500	.27914	-.63302	.73302
	No se han asumido varianzas iguales			.179	5.989	.864	.0500	.27914	-.63332	.73332

## Prueba T: N-Me

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	122.2750	.89954	.44977
	45 grados	4	122.3500	.43589	.21794

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	1.125	.330	-.150	6	.886	-.0750	.49979	-1.29795	1.14795
	No se han asumido varianzas iguales			-.150	4.335	.887	-.0750	.49979	-1.42133	1.27133

## Prueba T:A-B

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	43.6000	.11547	.05774
	45 grados	4	43.7975	.19839	.09919

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.964	.364	1.721	6	.136	-.1975	.11477	-.47834	.08334
	No se han asumido varianzas iguales			1.721	4.823	.148	-.1975	.11477	-.49581	.10081

## Prueba T:A-Pog

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	54.8000	1.11654	.55827
	45 grados	4	54.2500	.42032	.21016

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	2.222	.187	.922	6	.392	.5500	.59652	-.90963	2.00963
	No se han asumido varianzas iguales			.922	3.834	.411	.5500	.59652	1.13495	2.23495

## Prueba T: A-Me

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	65.4250	2.03695	1.01848
	45 grados	4	65.0500	.61373	.30687

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	3.140	.127	.353	6	.736	.3750	1.06370	-2.22778	2.97778
	No se han asumido varianzas iguales			.353	3.540	.744	.3750	1.06370	-2.73589	3.48589

## Prueba T:B-Pog

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	12.0250	.22174	.11087
	45 grados	4	11.6250	.25000	.12500

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.000	1.000	2.394	6	.054	.4000	.16708	-.00884	.80884
	No se han asumido varianzas iguales			2.394	5.916	.054	.4000	.16708	-.01025	.81025

## Prueba T: B-Me

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	21.6500	.64031	.32016
	45 grados	4	22.4000	.31623	.15811

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	1.609	.252	-2.100	6	.080	-.7500	.35707	-1.62372	.12372
	No se han asumido varianzas iguales			-2.100	4.381	.098	-.7500	.35707	-1.70828	.20828

## Prueba T: Por-Gor

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	68.2000	.29439	.14720
	45 grados	4	68.2250	.47170	.23585

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.727	.426	-.090	6	.931	-.0250	.27801	-.70528	.65528
	No se han asumido varianzas iguales			-.090	5.029	.932	-.0250	.27801	-.73841	.68841

## Prueba T:Pol-Gol

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	63.2325	.12420	.06210
	45 grados	4	63.3425	.11730	.05865

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.016	.903	1.288	6	.245	-.1100	.08542	-.31900	.09900
	No se han asumido varianzas iguales			1.288	5.980	.245	-.1100	.08542	-.31917	.09917

## Prueba T:CoR-GoR

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	66.1250	.50580	.25290
	45 grados	4	65.9500	.80623	.40311

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.401	.550	.368	6	.726	.1750	.47588	-.98943	1.33943
	No se han asumido varianzas iguales			.368	5.045	.728	.1750	.47588	1.04502	1.39502

## Prueba T:COL-GoR

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	65.3500	2.46914	1.23457
	45 grados	4	63.6000	1.79258	.89629

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.277	.618	1.147	6	.295	1.7500	1.52561	-1.98304	5.48304
	No se han asumido varianzas iguales			1.147	5.475	.299	1.7500	1.52561	-2.07158	5.57158

## Prueba T:Col-Gol

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	77.9275	.64526	.32263
	45 grados	4	78.6000	.23094	.11547

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	1.973	.210	-1.963	6	.097	-.6725	.34267	-1.51098	.16598
	No se han asumido varianzas iguales			-1.963	3.756	.126	-.6725	.34267	-1.64877	.30377

## Prueba T:AG-AG

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	Paralelo	4	64.1250	.38622	.19311
	45 grados	4	63.6250	.42720	.21360

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.070	.801	1.736	6	.133	.5000	.28795	-.20459	1.20459
	No se han asumido varianzas iguales			1.736	5.940	.134	.5000	.28795	-.20632	1.20632

## Prueba T:OrR-OrL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	87.4250	2.52372	1.26186
	45 grados	4	86.4000	2.04124	1.02062

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.323	.590	.632	6	.551	1.0250	1.62295	-2.94621	4.99621
	No se han asumido varianzas iguales			.632	5.749	.552	1.0250	1.62295	-2.98866	5.03866

## Prueba T:GoR-GoL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	119.0000	1.87794	.93897
	45 grados	4	118.1250	.42720	.21360

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	4.840	.070	.909	6	.399	.8750	.96296	-1.48128	3.23128
	No se han asumido varianzas iguales			.909	3.310	.425	.8750	.96296	-2.03357	3.78357

## Prueba T:PoR-PoL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	116.1750	1.54353	.77177
	45 grados	4	117.1750	1.03078	.51539

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	1.157	.323	-1.078	6	.323	-1.0000	.92804	-3.27082	1.27082
	No se han asumido varianzas iguales			-1.078	5.232	.328	-1.0000	.92804	-3.35414	1.35414

## Prueba T:CoR-CoL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	42.4750	.88081	.44041
	45 grados	4	43.1000	.60553	.30277

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.607	.465	1.169	6	.287	-.6250	.53444	-1.93273	.68273
	No se han asumido varianzas iguales			1.169	5.318	.292	-.6250	.53444	-1.97448	.72448

## Prueba T:Ba-S

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	79.7000	1.11056	.55528
	45 grados	4	79.0500	.70000	.35000

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.536	.492	.990	6	.360	.6500	.65638	-.95610	2.25610
	No se han asumido varianzas iguales			.990	5.059	.367	.6500	.65638	1.03139	2.33139

## Prueba T: OrR-PoR

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	82.7750	2.56564	1.28282
	45 grados	4	82.0500	.86987	.43493

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	11.285	.015	.535	6	.612	.7250	1.35454	-2.58945	4.03945
	No se han asumido varianzas iguales			.535	3.681	.623	.7250	1.35454	-3.16804	4.61804

## Prueba T:OrL-PoL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	46.0500	.67577	.33789
	45 grados	4	45.9500	.91104	.45552

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.290	.610	.176	6	.866	.1000	.56716	-1.28778	1.48778
	No se han asumido varianzas iguales			.176	5.534	.866	.1000	.56716	-1.31660	1.51660

## Prueba T:N-OrR

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	43.8000	.37417	.18708
	45 grados	4	43.6250	.53774	.26887

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.297	.606	.534	6	.612	.1750	.32755	-.62650	.97650
	No se han asumido varianzas iguales			.534	5.353	.615	.1750	.32755	-.65056	1.00056

## Prueba T:N-OrL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	44.1750	.22174	.11087
	45 grados	4	43.9500	.19149	.09574

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.167	.697	1.536	6	.175	.2250	.14649	-.13344	.58344
	No se han asumido varianzas iguales			1.536	5.875	.176	.2250	.14649	-.13529	.58529

## Prueba T:OrR-A

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	89.0750	1.89099	.94549
	45 grados	4	88.7250	.74106	.37053

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	2.052	.202	.345	6	.742	.3500	1.01550	-2.13485	2.83485
	No se han asumido varianzas iguales			.345	3.900	.748	.3500	1.01550	-2.49817	3.19817

## Prueba T:OrR-Pog

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	43.8750	.27538	.13769
	45 grados	4	44.1750	.44253	.22127

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	5.400	.059	1.151	6	.293	-.3000	.26061	-.93769	.33769
	No se han asumido varianzas iguales			1.151	5.020	.302	-.3000	.26061	-.96910	.36910

## Prueba T:OrL-A

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	88.7250	1.45688	.72844
	45 grados	4	88.5750	.29861	.14930

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	5.245	.062	.202	6	.847	.1500	.74358	-1.66948	1.96948
	No se han asumido varianzas iguales			.202	3.252	.852	.1500	.74358	-2.11612	2.41612

## Prueba T:OrL-Pog

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	119.3750	1.36473	.68237
	45 grados	4	118.9750	2.13288	1.06644

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.880	.384	.316	6	.763	.4000	1.26606	-2.69795	3.49795
	No se han asumido varianzas iguales			.316	5.104	.765	.4000	1.26606	-2.83470	3.63470

## Prueba T:CoR-GoL

### Estadísticos de grupo

	ANGULO	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
DISTANCI	paralelo	4	121.5750	1.28420	.64210
	45 grados	4	120.8500	1.10905	.55453

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
DISTANCI	Se han asumido varianzas iguales	.096	.767	.855	6	.426	.7250	.84841	-1.35097	2.80097
	No se han asumido varianzas iguales			.855	5.875	.426	.7250	.84841	-1.36169	2.81169

## Anexo 3: Prueba de T-Student para muestras independientes,

COMPARACIÓN DE LAS MEDICIONES LINEALES ANTROPOMÉTRICAS Y LOS ESCANEOS TOMOGRÁFICOS.

### Prueba T: N-A

#### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	57.5038	.45919	.16235
scan	8	57.9375	.54756	.19359

#### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.512	.486	1.717	14	.108	-.43375	.25266	-.97564	.10814
	No se han asumido varianzas iguales			1.717	13.588	.109	-.43375	.25266	-.97719	.10969

TITLE 2.

## Prueba T:N-B

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	100.4838	.56518	.19982
	scan	8	100.1000	.96806	.34226

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	2.224	.158	.968	14	.349	.38375	.39632	-.46628	1.23378
	No se han asumido varianzas iguales			.968	11.275	.353	.38375	.39632	-.48596	1.25346

TITLE 3.

## Prueba T:N-Pog

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	112.1700	.39432	.13941
	scan	8	111.9625	.11877	.04199

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	5.687	.032	1.425	14	.176	.20750	.14560	-.10478	.51978
	No se han asumido varianzas iguales			1.425	8.260	.191	.20750	.14560	-.12642	.54142

TITLE 4.

## Prueba T:N-Me

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	122.0700	.55652	.19676
scan	8	122.3125	.65561	.23179

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.477	.501	-.798	14	.438	-.24250	.30404	-.89461	.40961
	No se han asumido varianzas iguales			-.798	13.640	.439	-.24250	.30404	-.89622	.41122

TITLE 5.

## Prueba T:A-B

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	43.5225	.23138	.08180
	scan	8	43.6988	.18365	.06493

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.072	.792	1.688	14	.114	-.17625	.10444	-.40025	.04775
	No se han asumido varianzas iguales			1.688	13.314	.115	-.17625	.10444	-.40134	.04884

TITLE 6.

## Prueba T:A-Pog

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	54.1563	.54406	.19235
	scan	8	54.5250	.83452	.29505

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.174	.683	1.047	14	.313	-.36875	.35221	-1.12417	.38667
	No se han asumido varianzas iguales			1.047	12.040	.316	-.36875	.35221	-1.13587	.39837

TITLE 7.

## Prueba T:A-Me

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	64.1500	.49532	.17512
	scan	8	65.2375	1.40706	.49747

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	2.601	.129	2.062	14	.058	-1.08750	.52740	2.21865	.04365
	No se han asumido varianzas iguales			2.062	8.709	.070	-1.08750	.52740	2.28666	.11166

TITLE 8.

## Prueba T:B-Pog

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	11.6938	.23772	.08405
scan	8	11.8250	.30589	.10815

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.455	.511	-.958	14	.354	-.13125	.13697	-.42502	.16252
	No se han asumido varianzas iguales			-.958	13.195	.355	-.13125	.13697	-.42671	.16421

TITLE 9.

## Prueba T:B-Me

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	21.4775	.42466	.15014
	scan	8	22.0250	.61586	.21774

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	2.207	.160	-2.070	14	.057	-.54750	.26449	-1.11477	.01977
	No se han asumido varianzas iguales			-2.070	12.429	.060	-.54750	.26449	-1.12157	.02657

TITLE 10.

## Prueba T:PoR-GoR

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	68.1975	.66142	.23385
	scan	8	68.2125	.36425	.12878

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	3.319	.090	-.056	14	.956	-.01500	.26696	-.58758	.55758
	No se han asumido varianzas iguales			-.056	10.888	.956	-.01500	.26696	-.60332	.57332

TITLE 11.

## Prueba T:PoL-GoL

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	63.1525	.26752	.09458
scan	8	63.2625	.13025	.04605

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.959	.344	1.046	14	.313	-.11000	.10520	-.33562	.11562
	No se han asumido varianzas iguales			1.046	10.142	.320	-.11000	.10520	-.34395	.12395

TITLE 12.

## Prueba T:CoR-GoR

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	66.0550	.45692	.16154
scan	8	66.0375	.63005	.22276

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	1.771	.204	.064	14	.950	.01750	.27517	-.57267	.60767
	No se han asumido varianzas iguales			.064	12.768	.950	.01750	.27517	-.57806	.61306

TITLE 13.

## Prueba T:Col-Gol

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	62.6463	.61898	.21884
scan	8	64.4750	2.20567	.77982

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	6.881	.020	-2.258	14	.040	-1.82875	.80995	-3.56592	-.09158
	No se han asumido varianzas iguales			-2.258	8.096	.054	-1.82875	.80995	-3.69266	.03516

TITLE 14.

## Prueba T:AG-AG

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	77.6813	.55070	.19470
	scan	8	78.2638	.57490	.20326

### Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.073	.792	-2.070	14	.057	-.58250	.28147	-1.18618	.02118

No se han asumido varianzas iguales			- 2.07 0	13.97 4	.058	-.58250	.28147	- 1.18629	.02129
-------------------------------------	--	--	----------------	------------	------	---------	--------	--------------	--------

TITLE 15.

### Prueba T:OrR-OrL

#### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	63.5438	.26971	.09536
scan	8	63.8750	.46214	.16339

#### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas iguales	1.226	.287	-1.751	14	.102	-.33125	.18918	-.73700	.07450

No se han asumido varianzas iguales			- 1.75 1	11.27 3	.107	-.33125	.18918	-.74641	.08391
-------------------------------------	--	--	----------------	------------	------	---------	--------	---------	--------

TITLE 16.

## Prueba T:GoR-GoL

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	85.1363	.12200	.04313
scan	8	85.0500	.46599	.16475

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han asumido varianzas	4.435	.054	.506	14	.620	.08625	.17030	-.27902	.45152

iguales									
No se han asumido varianzas iguales			.506	7.955	.626	.08625	.17030	-.30686	.47936

TITLE 17.

## Prueba T:PoR-PoL

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	118.2175	.71400	.25244
scan	8	118.5625	1.34476	.47545

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superior	Inferior
distanc Se han	.819	.381	-.64	14	.532	-.34500	.53831	-	.80955

i	asumido varianzas iguales			1				1.49955	
	No se han asumido varianzas iguales			-.64 1	10.65 6	.535	-.34500	.53831	- 1.53449

TITLE 18.

## Prueba T:CoR-CoL

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	116.4875	1.14657	.40537
	scan	8	116.6750	1.32746	.46933

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superior	Inferior

distanci	Se han asumido varianzas iguales	.605	.449	-.302	14	.767	-.18750	.62016	-1.51761	1.14261
	No se han asumido varianzas iguales			-.302	13.710	.767	-.18750	.62016	-1.52025	1.14525

TITLE 19.

## Prueba T:Ba-S

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	43.2800	.89171	.31527
scan	8	42.7875	.77540	.27415

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanci	Se han	.	.	1.17	14	.258	.49250	.41779	-.40357	1.3885

i	asumido varianzas iguales	838	375	9						7
	No se han asumido varianzas iguales			1.17 9	13.73 5	.258	.49250	.41779	-.40520	1.3902 0

TITLE 20.

## Prueba T:OrR-PoR

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	78.9225	1.26260	.44640
scan	8	79.3750	.92698	.32774

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Superior	Inferior
distanc Se han	1.95	.	-.81	14	.428	-.45250	.55379	-	.73526	

i	asumido varianzas iguales	5	184	7					1.64026	
	No se han asumido varianzas iguales			-.81 7	12.84 7	.429	-.45250	.55379	- 1.65033	.74533

TITLE 21.

## Prueba T:OrL-PoL

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	78.8575	.22814	.08066
scan	8	79.0375	.24458	.08647

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superio	Inferio

									r	r
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.074	.789	1.522	14	.150	-.18000	.11825	-.43363	.07363
	No se han asumido varianzas iguales			1.522	13.933	.150	-.18000	.11825	-.43374	.07374

TITLE 22.

## Prueba T:N-OrR

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	45.7925	.68343	.24163
	scan	8	46.0000	.74450	.26322

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superio	Inferio

									r	r
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.085	.775	-.581	14	.571	-.20750	.35731	-.97385	.55885
	No se han asumido varianzas iguales			-.581	13.899	.571	-.20750	.35731	-.97438	.55938

TITLE 23.

## Prueba T:N-OrL

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	43.8875	.28996	.10252
	scan	8	43.7125	.43895	.15519

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superio	Inferio

									r	r
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.571	.462	.941	14	.363	.17500	.18600	-.22392	.57392
	No se han asumido varianzas iguales			.941	12.132	.365	.17500	.18600	-.22976	.57976

TITLE 24.

## Prueba T:OrR-A

### Estadísticos de grupo

prueba1		N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci	antropométrica	8	44.4863	.70700	.24996
	scan	8	44.0625	.22638	.08004

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias							
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia		
								Superio	Inferior	

									r	
distanci	Se han asumido varianzas iguales	5.246	.038	1.614	14	.129	.42375	.26247	-.13918	.98668
	No se han asumido varianzas iguales			1.614	8.420	.143	.42375	.26247	-.17628	1.02378

TITLE 25.

## Prueba T:OrR-Pog

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	88.2663	.68692	.24286
scan	8	88.9000	1.34271	.47472

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de	Error típ. de la	95% Intervalo de confianza para la diferencia	

						)	medias	diferencia	Superior	Inferior
distancia	Se han asumido varianzas iguales	1.322	.269	-1.189	14	.254	-.63375	.53323	-1.77742	.50992
	No se han asumido varianzas iguales			-1.189	10.429	.261	-.63375	.53323	-1.81528	.54778

TITLE 26.

## Prueba T:OrL-A

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distancia antropométrica	8	43.5838	.47985	.16965
scan	8	44.0250	.37702	.13330

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas		Prueba T para la igualdad de medias						
	F	Sig.	t	gl	Sig.	Diferencia	Error típ.	95% Intervalo de	

					(bilateral)	a de medias	de la diferencia	confianza para la diferencia		
								Superior	Inferior	
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.174	.683	2.045	14	.060	-.44125	.21575	-.90400	.02150
	No se han asumido varianzas iguales			2.045	13.258	.061	-.44125	.21575	-.90644	.02394

TITLE 27.

## Prueba T:OrL-Pog

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	87.4250	.38090	.13467
scan	8	87.8875	.32705	.11563

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias
--	--	-------------------------------------

	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superior	Inferior
distanci			2.606	14	.021	-.46250	.17750	-.84320	-.08180
			2.606	13.687	.021	-.46250	.17750	-.84402	-.08098

TITLE 28.

## Prueba T:CoR-GoL

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	118.8063	1.30907	.46282
scan	8	119.1750	1.67140	.59093

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de varianzas	Prueba T para la igualdad de medias
--	--	-------------------------------------

	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
								Superior	Inferior
distanci	.538	.475	-491	14	.631	-.36875	.75060	-1.97863	1.24113
			-491	13.240	.631	-.36875	.75060	-1.98734	1.24984

TITLE 29.

## Prueba T:CoL-GoR

### Estadísticos de grupo

prueba1	N	Media	Desviación típ.	Error típ. de la media
distanci antropométrica	8	119.6450	.52337	.18504
scan	8	120.5875	.61976	.21912

### Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene para la igualdad de	Prueba T para la igualdad de medias
--	--------------------------------------	-------------------------------------

		varianzas								95% Intervalo de confianza para la diferencia	
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	Superior	Inferior	
distanci	Se han asumido varianzas iguales	.134	.720	3.286	14	.005	-.94250	.28680	-1.55762	-.32738	
	No se han asumido varianzas iguales			3.286	13.618	.006	-.94250	.28680	-1.55924	-.32576	

**ANEXO 3: MEDICIONES REALZADAS CON EL SOFTWARE DOLPHIN  
(IMAGEN ESCANEADA )**

**MEDIDAS VERTICALES**



A. N – Punto A



B. N – Punto B



C. N – Pog



D. N – Me



E. Punto A – Punto B



F. Punto A – Pog



G. Punto A – Me



H. Punto B - Pog



I. Punto B - Me



J. Porion Der – Gonion Der



K. Porion Izq – Gonion Izq



L. Córdilo Der – Gonion Der



M. C3ndilo Izq - Gonion Izq

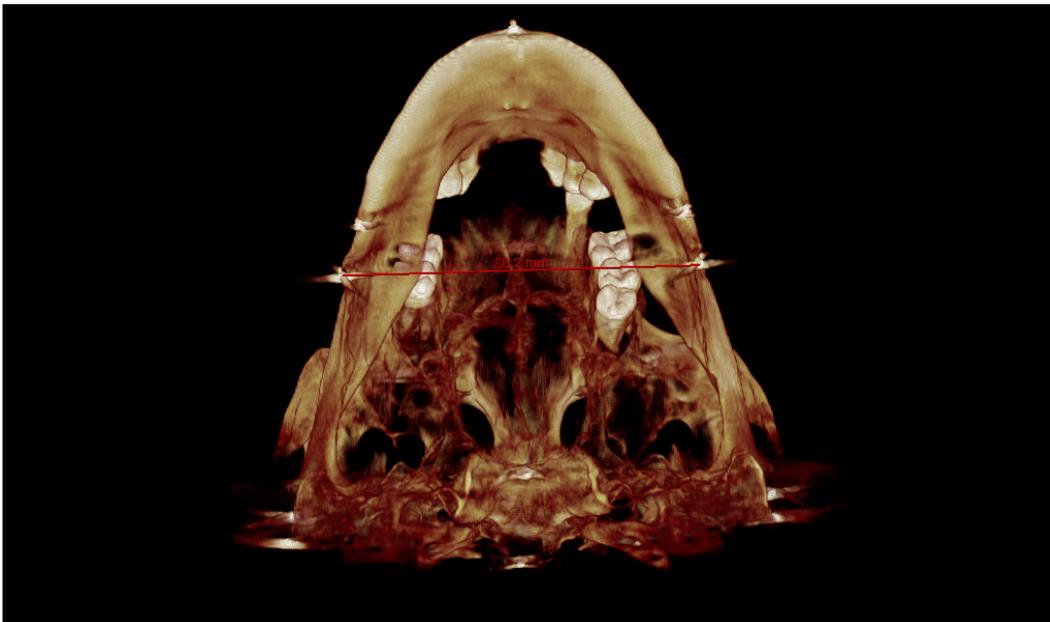
### MEDIDAS TRANSVERSALES



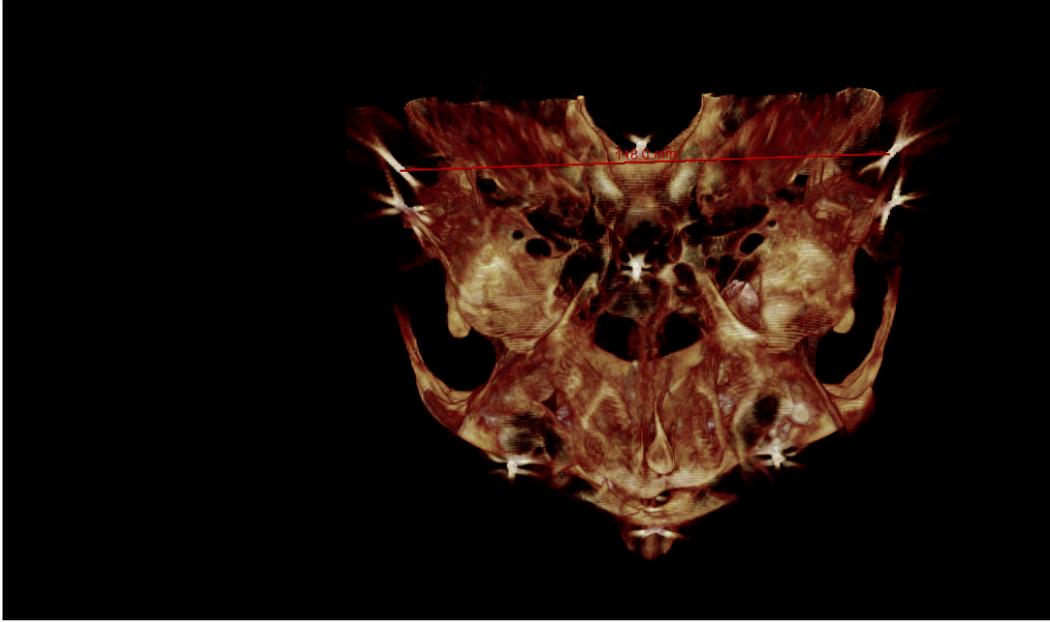
A. Antegonial - Antegonial



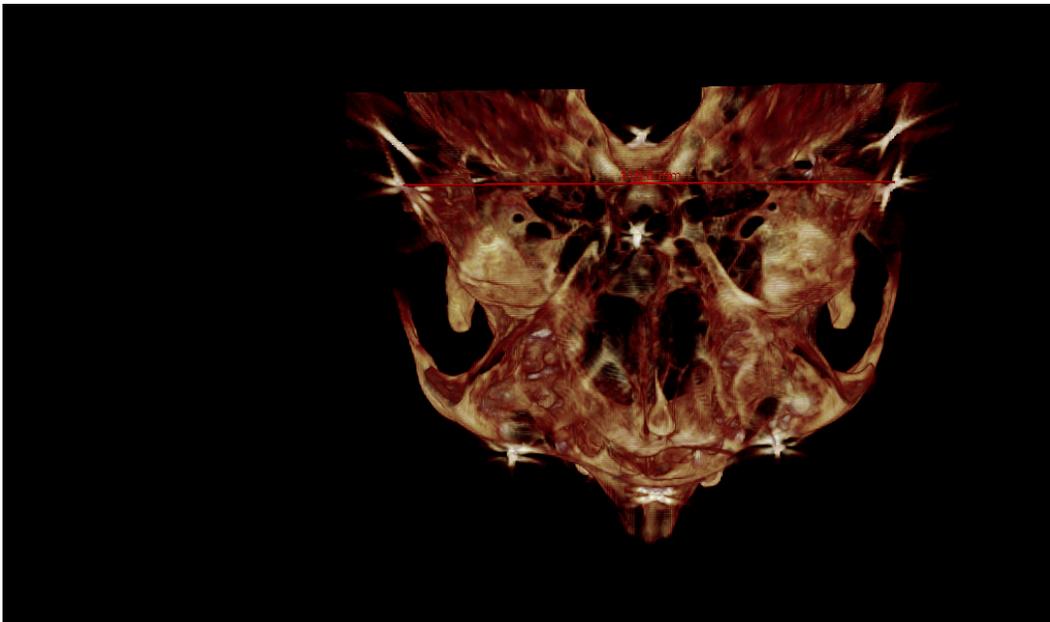
B. Orbitario Der – Orbitario Izq



C. Gonion Der – Gonion Izq



D. Porion Der – Porion Izq

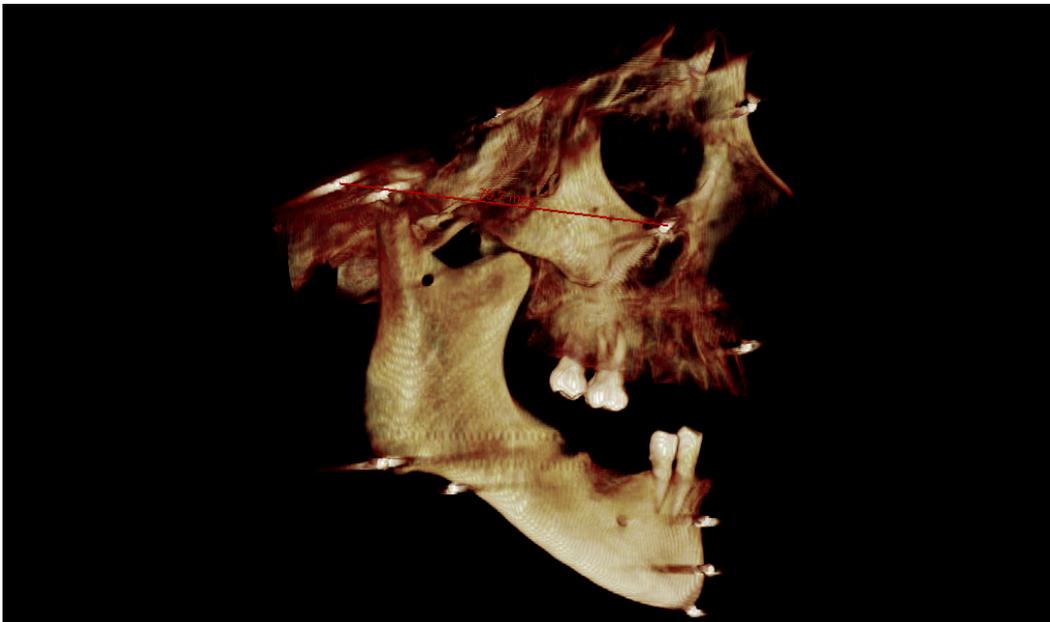


E. Córdilo Der – Córdilo Izq

## MEDIDAS SAGITALES



A. Ba - S



B. Orbitario Der – Porion Der



C. Orbitario Izq – Porion Izq

### MEDIDAS OBLICUAS



A. N – Orbitario Der



B. Na – Orbitario Izq



C. Orbitario Der - Pog



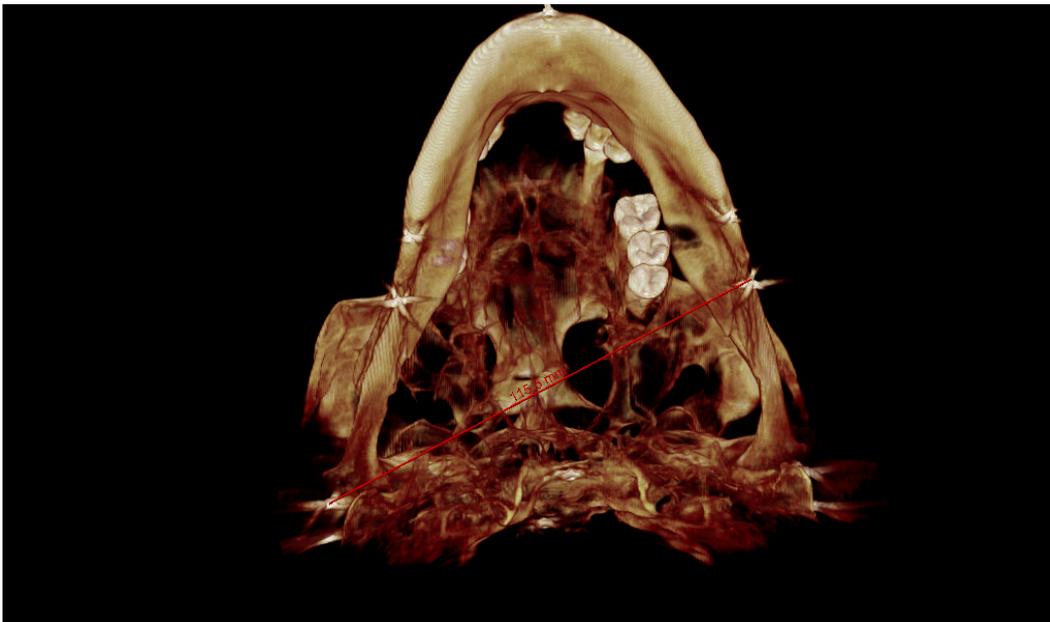
D. Orbitario Der – Punto A



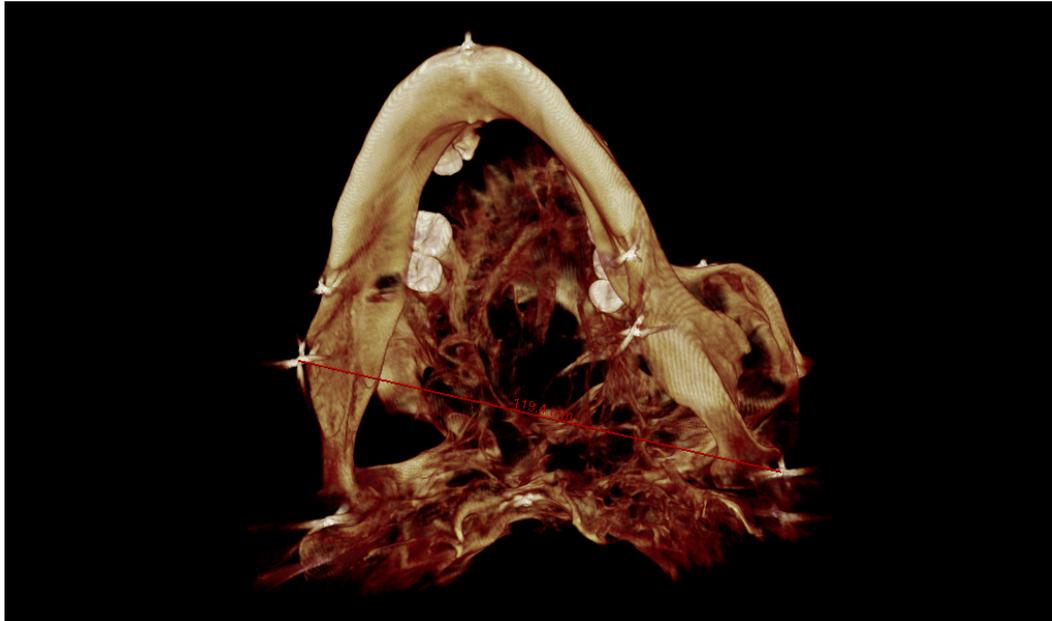
E. Orbitario Izq – Punto A



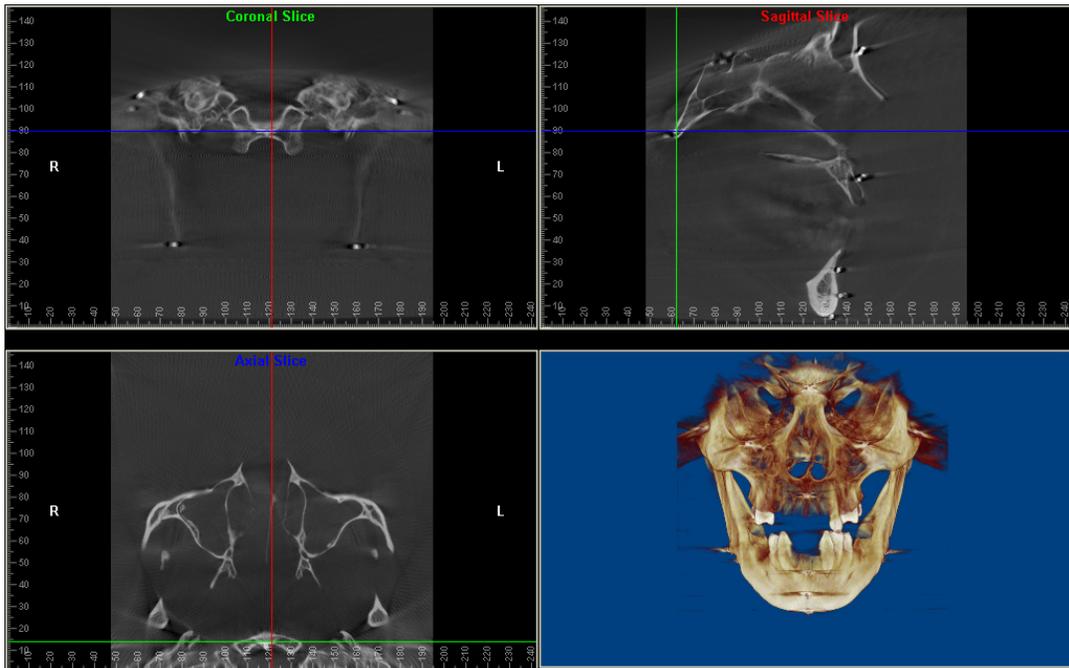
F. Orbitario Izq - Pog



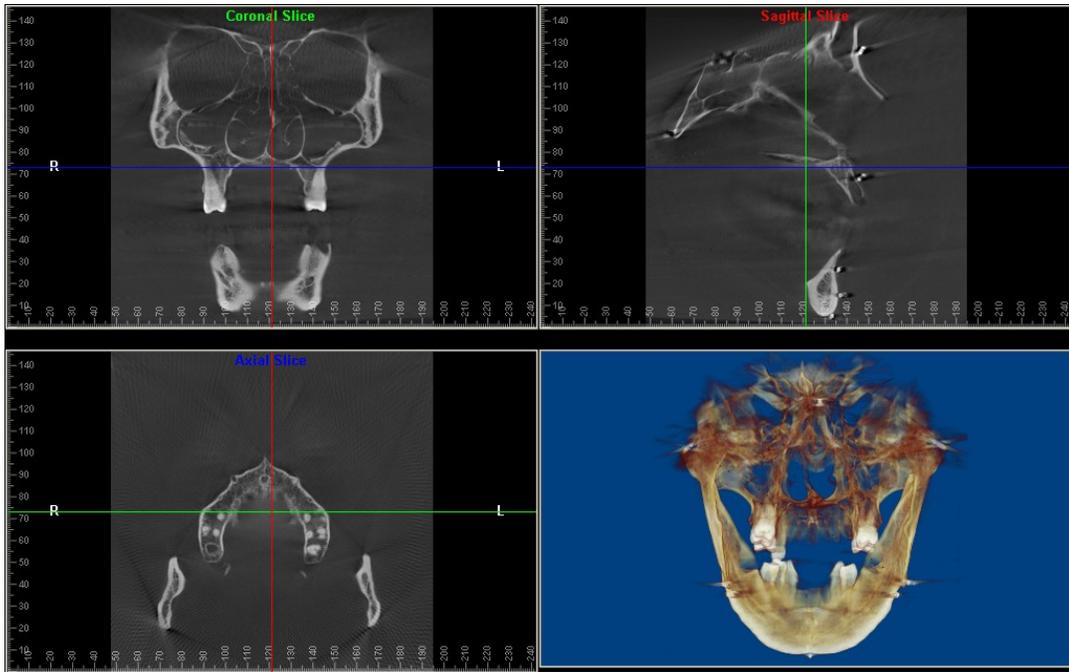
G. C3ndilo Der – Gonion Izq



H. Cóndilo Izq – Gonion Der



a. Identificación de puntos con el software dolphin



b. Identificación de puntos con el software dolphin