



**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DEL NIÑO Y ORTOPEdia DENTOMAXILAR**

**RELACIÓN ENTRE LA PROFUNDIDAD DE LA CURVA DE SPEE Y LA
ANGULACIÓN DE LA PARED ANTERIOR DE LA CAVIDAD GLENOIDEA,
MEDIDO A TRAVÉS DE TAC 3D CONE BEAM**

David Alfonso Menares Fernández

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN
REQUISITO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Rodrigo Lara Habib**

**TUTORES ASOCIADOS
Prof. Dr. Enrique Ramírez Cunillera
Prof. Dra. Carmen Lucía Guzmán Zuluaga
Prof. Dr. Mauricio Rudolph Rojas**

**Santiago - Chile
2010**

“No existe el fracaso, salvo cuando dejamos de esforzarnos”

*Dedicado a mi padres, hermanos y amigos,
Por el cariño y ánimo que siempre me han brindado.*

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por proveerme de todo lo necesario y por ayudarme en todo este tiempo.
A mis padres: Carlos y Ruth, por ser quienes, con su esfuerzo, me han dado un ejemplo de vida a seguir. Es difícil describir en palabras lo que siento por ellos.
A mi hermano Andrés y mi cuñada Carolina; y a mi hermana Susana con mi cuñado y amigo Sebastián: estoy seguro que sin su amistad y apoyo incondicional, este trabajo no sería el mismo.
A mis hermanos menores: Daniel, Elizabeth y Carla. A todo ellos agradezco por la alegría y cariño que tanto me han dado.
A mis sobrinos: Ignacia y Matías.
A mis abuelos: Pepe, Lila, Arturo y Juana.

Al Profesor Braulio Gómez por haber propuesto la realización de este trabajo y por el constante apoyo y compromiso que vi en él. Al Profesor Dr. Enrique Ramírez, por la constante ayuda, motivación, enseñanza y formación. Al Profesor Dr. Rodrigo Lara por su valiosa ayuda en la construcción de esta tesis.

A Gabriel Rabi por su enorme disposición para enseñarme y sus valiosos consejos.
A Blanca Guzmán, por su preocupación, paciencia y buena voluntad.

A la Dra. Carmen Lucía Guzmán, por la confianza y colaboración constante en la construcción de esta investigación.

Al Profesor Jorge Rodríguez, por la disposición y ayuda en este trabajo.

Agradezco especialmente a la **Clínica “Sistemas Radiológicos Maxilofaciales”**, la cual aportó los exámenes utilizados en este estudio. A sus funcionarias Paula y Sra. Elsa. Sin su colaboración este trabajo no hubiera sido posible.

A mis amigos más cercanos: Romina, Joy, Jaime, Guillermo y Paola. No puedo negar el gran cariño y aprecio que siento por ellos.
A mis amigos en estos 6 años de universidad: Juan Luis, Sergio, Leonardo, Lidia, Karin, Claudia, Nicolás, Víctor, Pamela, Kathy, Felipe, Ange, Débora, Christopher.

INDICE

I. Resumen.....	5
II. Introducción.....	6
III. Interrelación entre la curva de Spee y la pared anterior de la cavidad glenoidea	10
IV. La Tomografía Computarizada Cone Beam.....	17
a. Diferencias entre la CBCT y la tomografía médica.....	20
convencional	
b. Usos de la CBCT en odontología.....	24
V. Planteamiento del Problema de Investigación.....	30
VI. Hipótesis y Objetivos.....	31
VII. Materiales y Métodos.....	32
a. Tipo de estudio	32
b. Selección de los pacientes.....	32
c. Examen radiográfico.....	33
d. Análisis del examen.....	35
e. Análisis de datos.....	42
VIII. Resultados.....	44
IX. Discusión.....	48
X. Conclusiones.....	52
XI. Sugerencias.....	53
XII. Referencias Bibliográficas.....	54
XIII. Anexos	
1. Tabla de comparación de dosis efectiva de equipos de CBCT.....	59
2. Tabla de mediciones de la profundidad de la curva de Spee y angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, realizadas en TAC 3D Cone Beam.....	60

I. RESUMEN

Introducción: La literatura muestra investigaciones que han relacionado la curva de Spee con la pared anterior de la cavidad glenoidea de manera proporcional, develando escasas conjeturas acerca de su vínculo tanto en su conformación y desarrollo, como en el efecto que puede traer una nivelación de la curva de Spee sobre la ATM durante el tratamiento ortodóncico. Por esta razón, el propósito de este estudio fue investigar si existe relación proporcional directa entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, utilizando para ello la tomografía axial computarizada cone beam.

Material y Método: Se estudiaron 110 TAC 3D cone beam de pacientes sin tratamiento de ortodoncia previo o actual, que poseían su fórmula dentaria completa en la zona inferior de al menos un lado. Por medio del programa computacional Galaxis®, de marca Sirona® se midió en los cortes tomográficos la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea. En la proyección lateral del mismo programa, se midió la profundidad de la curva de Spee, tomando como referencia el borde incisal del incisivo central mandibular y la cúspide distovestibular del segundo molar mandibular. Para esta última medición se utilizó, además, el programa computacional MB-Ruler© versión 4.0.

Resultados: En la medición global por lado, se encontró que en el lado derecho había correlación proporcional estadísticamente significativa, mientras que al lado izquierdo no fue estadísticamente significativa. Al realizar el análisis por sexo, se encontró correlación estadísticamente significativa en los hombres en el lado izquierdo, y en las mujeres en el lado derecho. Con respecto a la edad, se encontró correlación estadísticamente significativa en el rango etario de 50 años y más, pero ésta fue solamente en el lado derecho. En los demás rangos etarios no hubo correlación estadísticamente significativa en ningún lado.

Conclusiones: No existe una relación proporcional directa entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea debido a la gran variabilidad existente en un mismo paciente, no teniendo el sexo ni la edad un efecto significativo sobre dichas variables.

II. INTRODUCCIÓN

Las estructuras que conforman el Sistema Estomatognático se relacionan entre sí de manera morfofuncional, lo cual implica un proceso de adaptación permanente, de acuerdo a las condiciones dadas por la Articulación Témporomandibular (ATM), la oclusión y la musculatura.

La morfología del arco dentario está determinada por la lámina dental desde la cual se originan los dientes. A esto debe agregarse la influencia que tiene el hueso alveolar de soporte, cuya forma, además, es modificada en los tres planos del espacio por fuerzas funcionales intraorales y la musculatura perioral. En estudios recientes, se han documentado cambios significativos que ocurren en el complejo craneofacial y que continúan hasta la edad adulta. La suma de estos estudios da cuenta que el tamaño, la forma y la función de los componentes del sistema, continúan reflejando pequeños, pero a menudo, importantes cambios en el tiempo. (1)

Uno de los aspectos que reflejan la adaptación que experimenta el sistema ante las demandas funcionales, es la aparición de las curvas de compensación, lo cual implica un cambio que tiene efectos en otras zonas del complejo craneofacial. Ya a mediados de los años '50, estas interrelaciones fueron integradas por Thielemann (2), quien introdujo la definición de *equilibrio articular* de algunos factores morfológicos por medio de la siguiente fórmula:

$$\text{Equilibrio Articular} = \frac{GC \times GI}{APO \times CS \times AC}$$

(GC, angulación de la guía condílea; GI, angulación de la guía incisal; APO angulación del plano oclusal; CS, curva de Spee; AC, ángulo cuspídeo)

Los factores que componen la fórmula fueron tomados a partir de estudios de Hanau, quien los propuso como aquellos cinco factores que determinan la oclusión. Aunque esta propuesta presenta limitaciones y actualmente es un antecedente histórico, permite observar que la interrelación existente entre los distintos factores ya era motivo de investigación hace varias décadas. De los cinco factores mencionados, dos de ellos resultan muy importantes, como son la curva de Spee y la guía condílea. De acuerdo a la fórmula, cambios en la curva de Spee (como una nivelación de ésta, por ejemplo) generarían cambios en la guía condílea y viceversa. (2)

En el año 1972, Lawrence F. Andrews (3), analizando 120 modelos de estudio de pacientes aparentemente sanos y que no habían sido tratados ortodóncicamente, planteó cómo debía ser el ordenamiento correcto de las piezas dentarias en un tratamiento. A partir de este estudio, estableció las “Seis llaves de la oclusión normal”.

Las seis llaves de la oclusión normal hacen referencia a:

- 1) Relación molar
- 2) Angulación coronaria (mesiodistal)
- 3) Inclinação coronaria (vestibulolingual)
- 4) Rotación dentaria
- 5) Puntos de contacto (diastemas)
- 6) Plano oclusal (curva de Spee)

La sexta llave trata específicamente acerca de la curva de Spee y atribuye gran importancia a la contribución de ésta – tanto de manera individual como colectiva - a la configuración del esquema ideal oclusal.

La disposición de la curva de Spee (y del plano oclusal en general), constituye uno de los ejemplos de diseño más complejos que pueden encontrarse en la naturaleza humana. La acomodación a este diseño por parte de los integrantes del sistema masticatorio es tan sutil, que a menudo se olvida. Uno de

esos integrantes del sistema lo constituye la ATM y, en particular, la pared anterior de la cavidad glenoidea, la que juega un papel fundamental en la guía condilar y por consiguiente, en el movimiento mandibular. Sin embargo, no es el único factor que interviene. El movimiento mandibular está determinado tanto por las características anatómicas de las ATM en la parte posterior, como por la guía incisiva en la parte anterior, por lo que factores articulares y oclusales se relacionan e integran de manera dinámica en la morfología y fisiología del sistema estomatognático.(4). Pero este no es el único ejemplo de ello. Han sido varias las investigaciones que han tratado de relacionar características oclusales (resalte, escalón, curva de Spee, angulación de los incisivos) y características articulares (ángulo de la eminencia, profundidad del techo de la cavidad glenoidea).

Los hallazgos en la literatura sugieren que dentro del desarrollo craneofacial, la curva de Spee estaría condicionada por factores no tan sólo oclusales, sino también, musculares y articulares. Históricamente se ha sugerido que la curva de Spee podría relacionarse con la pared anterior de la cavidad glenoidea de la ATM (5,6). Sin embargo, la investigación que ha sido dedicada a demostrar esto, es escasa. Por esta razón, el presente estudio tuvo el propósito de abordar esta temática, buscando si existe o no correlación entre la angulación que presenta la pared anterior de la cavidad glenoidea y la profundidad de la curva de Spee. La determinación de dicha relación puede ser útil para evaluar el efecto que podría tener el cambio de una de estas variables, sobre la otra. Esto no tan sólo puede tener relevancia en el estudio del desarrollo craneofacial, sino además tiene implicancias clínicas, dado que muchos tratamientos ortodóncicos tienden a nivelar la curva de Spee, pudiendo tener efectos en la ATM.

Para el logro de este propósito, se recurrió a la radiología, rama que ha experimentado un gran perfeccionamiento de sus exámenes en el último tiempo. De hecho, gracias al avance tecnológico, ha desarrollado nuevas técnicas imagenológicas, entre las cuales se cuenta la tomografía computarizada cone beam (TAC 3D cone beam). Este nuevo examen posee ventajas comparativas en relación a la tomografía convencional, permitiendo obtener información con

menor distorsión en la imagen y en un menor tiempo de exposición a los rayos X. Por esta razón, el TAC 3D cone beam ya se está utilizando como gold standard en las investigaciones en radiología.

III. INTERRELACIÓN ENTRE LA CURVA DE SPEE Y LA PARED ANTERIOR DE LA CAVIDAD GLENOÍDEA

Durante el crecimiento y desarrollo, el plano oclusal no está diseñado caprichosamente. Hace ya más de un siglo, Ferdinand Graf von Spee describió que dicho plano está curvado debido a la inclinación anteroposterior de los dientes (7,8). Este alineamiento es conocido como *curva de Spee* y únicamente se halla dentro del plano sagital (9)

En este plano sagital, Spee conectó la superficie anterior de los cóndilos articulares a las superficies oclusales de los dientes mandibulares por medio de un arco de un círculo, el cual era tangente a la superficie de un cilindro dispuesto en forma perpendicular al plano sagital. Él propuso que esta disposición geométrica fuera la que definiera el patrón más eficiente para mantener el máximo contacto dentario durante la masticación y la consideró como un principio importante en la construcción de prótesis. Esta descripción se convirtió en la base de la teoría esférica de Monson, la que dispone en forma ideal de los dientes en la arcada dentaria, de tal forma que cada cúspide dentaria inferior y cada borde de los incisivos inferiores constituyan un segmento de la superficie de una esfera de 20 cm de diámetro, con centro en la región de la Glabella. Nuestra comprensión actual es que, en muestras de algunas poblaciones analizadas, se ha intentado ajustar la curvatura oclusal a la geometría del cilindro de Spee y a la esfera de Monson, pero se han encontrado muchas variaciones individuales. (10)

Actualmente la curva de Spee se define como la curva anatómica establecida por el alineamiento oclusal de los dientes, la que, proyectada en el plano sagital, comienza con el borde incisal del incisivo central inferior y se extiende por los vértices de las cúspides vestibulares del canino y de los dientes premolares y molares (hasta la última pieza dentaria en el arco). La curva luego continúa posteriormente a través del borde anterior de la rama mandibular y

termina con la porción más anterior del cóndilo mandibular, como originalmente había propuesto Spee (Ver imagen 1). (10,11)

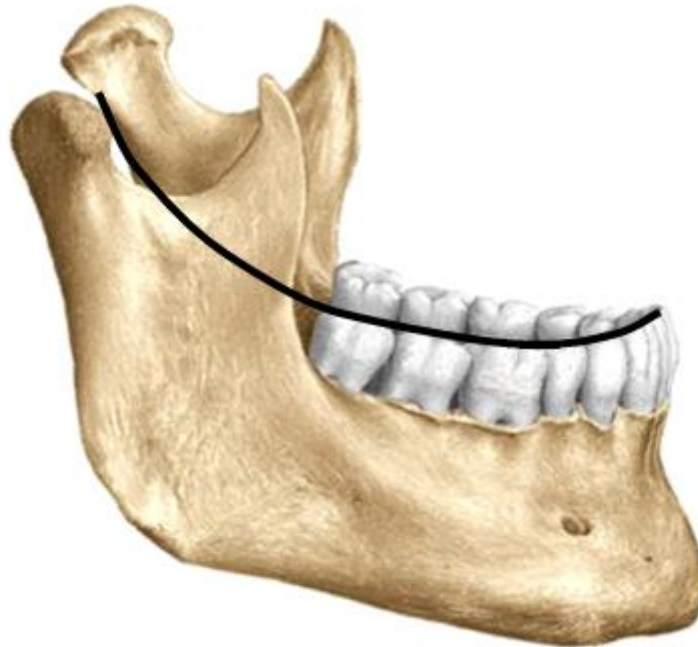


Imagen 1. Curva de compensación en el plano sagital o curva de Spee.

(Fuente: www.majorityrights.com)

El hecho que exista la curva de Spee se debe a la necesidad de compensar las trayectorias condílea, molar e incisiva, asegurando al momento de ocluir, un amplio engranaje intercuspídeo, evitando los contactos prematuros. Además el diseño de la curvatura anteroposterior del plano oclusal permite la desoclusión protrusiva de los dientes posteriores mediante la combinación de la guía anterior y la guía condilar, evitando de esta manera una presión excesiva sobre ellos y un posterior desequilibrio neuromuscular. La separación de los dientes posteriores durante el contacto excursivo de los anteriores da lugar a una función incisal más efectiva, permitiendo el deslizamiento de los dientes anteriores entre sí, con el fin de conseguir una relación solapada que permita la acción de cortar. (6,12)

Para separar los dientes posteriores y conseguir una mejor función incisal durante las excursiones mandibulares, todas las fuerzas de los músculos elevadores deben cargarse sobre el cóndilo y los dientes anteriores. Esto da lugar al establecimiento de un fuerte componente horizontal contra los dientes anterosuperiores, debido a que los contactos se realizan contra sus superficies palatinas. Para proteger estos dientes de una sobrecarga, existe un ingenioso sistema sensor que interrumpe gran parte de la actividad de los músculos elevadores en el momento preciso de la desoclusión posterior completa. Esta reducción de la presión contra los dientes anteriores depende de un plano de oclusión correcto, ya que si hay algún contacto dentario por detrás de los caninos que interfiera durante el movimiento, los músculos elevadores se verán forzados a una hipercontracción. Es así como la disposición de la curva de Spee impide un desequilibrio neuromuscular al evitarse presiones excesivas sobre los dientes posteriores. (6)

Según lo publicado por Andrews en su sexta llave de la oclusión, el plano oclusal ideal es el que posee una curva de Spee cercana al eje plano y en el que su parte más profunda no es mayor a 1,5 mm. Sin embargo, hay una tendencia natural de esta curva a profundizarse en el tiempo, debido a que el desarrollo de la mandíbula, hacia delante y abajo generalmente es más rápido y se prolonga por más tiempo que el del maxilar. Esto origina que los dientes anteroinferiores, los cuales se encuentran confinados por los dientes anterosuperiores y los labios, sean forzados a desplazarse hacia atrás y arriba, desencadenando su apiñamiento y/o un escalón incisal y curva de Spee más profundos (3)

Pese a estos antecedentes, nuestra comprensión acerca del desarrollo de la curva de Spee es limitado. Algunos sugieren que su desarrollo probablemente resulta de una combinación de factores entre los que se cuenta el crecimiento de las estructuras orofaciales, la erupción dentaria y el desarrollo del sistema neuromuscular. Se ha sugerido que la posición sagital y vertical de la mandíbula respecto al cráneo, está relacionada con dicha curva. Una curva de Spee aumentada, se ve a menudo en patrones faciales braquicéfalos y asociada con cuerpos mandibulares cortos y cavidades glenoideas profundas. Sin embargo, el

desarrollo de la curva de Spee basada en predictores morfológicos o cefalométricos, no ha sido definida. Varios factores de tipo dentarios y cefalométricos se han asociado con variaciones individuales de esta curva, pero ellos no pueden predecir los cambios en el tiempo de manera inequívoca. Al parecer la morfología craneofacial es sólo 1 de muchos factores que influyen su desarrollo. (10)

Para muchos pacientes ortodóncicos, nivelar la curva de Spee es una parte importante de la corrección de la mordida profunda en el tratamiento integral. Una curva de Spee excesiva está asociada a maloclusiones de mordida profunda. Para establecer relaciones adecuadas entre los incisivos y la oclusión posterior en movimientos excursivos, la curva debe ser relativamente suave (tendiente al eje plano). (13)

Es de gran importancia considerar que, si bien una de las metas del tratamiento ortodóncico es nivelar el plano de oclusión (3), también se debe tener en cuenta los efectos que éste podría ocasionar en la articulación temporomandibular, parte fundamental del sistema estomatognático, por los complejos cambios que en dicha estructura suelen ocurrir, ya sean adaptativos fisiológicos o patológicos.

Varias investigaciones han demostrado una relación entre la curva de Spee y la morfología craneofacial, incluso posterior al tratamiento ortodóncico. La morfología craneofacial ha sido medida especialmente en relación a parámetros cefalométricos y utilizando radiología convencional. (14)

La disposición morfológica de los dientes en el plano sagital también se ha relacionado con la pared anterior de la cavidad glenoidea o pendiente posterior de la eminencia articular del temporal (ángulo de la eminencia), escalón incisal, la altura cuspidéa molar y la cantidad de contacto posterior. Interacciones armónicas entre estas características y la curva de Spee, garantizan una función oclusal equilibrada (14).

Más recientemente, estudios han sugerido que la curva de Spee tiene una función biomecánica durante el procesamiento de los alimentos, aumentando la proporción del radio aplastante-cortante entre los dientes posteriores y la eficacia de las fuerzas oclusales durante la masticación. (14)

La importancia funcional de la curva de Spee no ha sido entendida completamente. Una de las hipótesis, enunciada por Enlow, dice que la disposición tridimensional de las cúspides dentarias y los bordes incisales en la dentición humana, y en particular su proyección bi-dimensional en un plano quasi-sagital paralelo al proceso alveolar (curva de Spee), habría sido desarrollada como un ajuste para proporcionar una compensación intrínseca para discrepancias dentarias anteroposteriores (15). Shore señala que tanto la curva anteroposterior de Spee como la curva transversal de Wilson, aparecen debido a las vertientes anteroposterior y mesiodistal de las eminencias articulares y por la acción de los músculos que obligan a los planos inclinados de los dientes a adoptar posiciones que traten de evitar interferencias en los diferentes movimientos mandibulares. De esta manera, los componentes del sistema estomatognático interactúan en la formación y mantención en el tiempo de la disposición dentaria en los tres sentidos del espacio. Especialmente en el sentido sagital, la curva de Spee presenta una relación dinámica con la articulación témporomandibular y la musculatura. (16)

La vertiente posterior de la eminencia articular del hueso temporal que señala Shore, corresponde anatómicamente a la pared anterior de la cavidad glenoidea de la ATM. Esta estructura es una prominencia ósea convexa que forma parte de la fosa temporal y sobre la cual se desliza el complejo disco-condilar durante los diferentes movimientos mandibulares. Está formada por hueso denso y grueso, por lo que está diseñada para soportar fuerzas intensas, a diferencia, por ejemplo, del techo posterior de la cavidad glenoidea, el cual es muy delgado y es más probable que no tolere ese tipo de fuerzas. (4,17) (ver imagen 2)

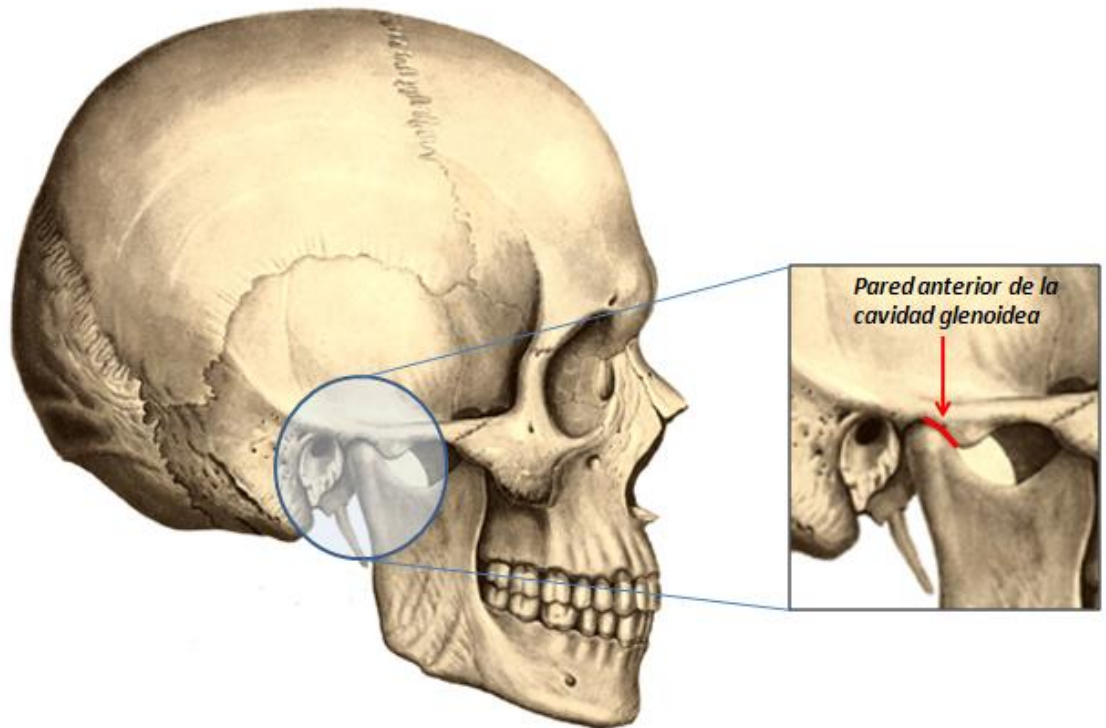


Imagen 2: Pared anterior de la cavidad glenoidea o eminencia articular del hueso temporal. (**Fuente:** Netter FH. *Atlas de Anatomía Humana*. 2^o edición.)

La inclinación de la eminencia articular se define como el ángulo formado por la eminencia articular y el plano horizontal de Frankfort o cualquier otro plano horizontal, como el oclusal o el palatino. Según se ha reportado en la literatura, el valor normal de este ángulo, en adultos, se encuentra entre los 30° y 60°. Esto se ha medido a través de muchos métodos, entre los cuales se cuentan: mediciones directas, artrogramas, radiografías panorámicas, tomografía computarizada, telerradiografías, fotografías a escala y análisis de la trayectoria protrusiva del cóndilo (17). Pese a que estos métodos muestra un grado muy variable de convexidad de la eminencia, de igual manera es importante, puesto que la inclinación de esta superficie determina el grado de desplazamiento vertical que se verifica al momento de la protrusión mandibular. (4)

La eminencia articular también ha sido ampliamente relacionada con la morfología craneofacial (17). Pese a ello, los estudios que la relacionan con el plano oclusal y, particularmente, con la curva de Spee, aún son escasos. Entre las variables que se han señalado, aparece la importancia de la eminencia articular como determinante de la morfología oclusal. Tal como señala Okeson, la anatomía oclusal de los dientes actúa de manera armónica con las estructuras que controlan los patrones de movimiento de la mandíbula. Las estructuras que determinan estos patrones son las articulaciones témporomandibulares, los dientes y la musculatura (4).

La eminencia articular en humanos se desarrolla casi exclusivamente en la etapa post-natal. Por lo tanto, no sólo sigue el crecimiento facial, sino también presenta capacidades adaptativas (17,18). Se ha reportado que estas alteraciones son ampliamente influenciadas por la función dental (19). Es así como el ángulo de la eminencia se encuentra constantemente interactuando con la guía anterior y con factores de la morfología y disposición dentaria. Un ejemplo de ello ocurre cuando hay cambios en la sobremordida vertical (escalón) y horizontal (resalte) de los dientes anteriores, lo cual produce modificaciones en los patrones de movimiento vertical de la mandíbula y la consiguiente influencia en la guía condílea (ángulo de la eminencia). Así, un aumento de la sobremordida horizontal o resalte, da lugar a una reducción del ángulo de la guía anterior, un componente vertical de movimiento menor y cúspides posteriores más planas. Un aumento de la sobremordida vertical o escalón, genera aumento del ángulo de la guía anterior, mayor componente vertical del movimiento mandibular y mayor inclinación de las cúspides posteriores. Frente a estos cambios, la articulación deberá adaptarse para permitir un funcionamiento equilibrado del sistema (4)

A pesar de que existe mucha literatura acerca de la curva de Spee y la cavidad glenoidea por separado, existen pocas investigaciones que relacionen directamente a ambas y, en muchos casos, no está bien explicitada la forma en que se midieron las variables de profundidad, altura y angulación.

IV. La Tomografía Computarizada Cone Beam.

La tomografía computarizada es una técnica diagnóstica que ha sido desarrollada clínicamente en la última década. Se basa en la combinación de rayos X y sistemas informáticos para conseguir una serie de imágenes transversales del paciente, las que se pueden reconstituir como una imagen en tres dimensiones.

La tomografía computarizada ha estado disponible comercialmente en el área de la odontología desde 1999 en Europa y más recientemente (2001) en los Estados Unidos, a pesar que sus primeros estudios en medicina datan de la década del '70, cuando el ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield publicó un artículo donde describía una técnica basada en rayos X, que utilizaba métodos matemáticos desarrollados por A.M. Cormak una década antes (20)

Hounsfield buscaba con esta técnica, superar limitaciones que consideraba presentes en la radiología que había hasta ese momento. Éstas eran:

- No se podía mostrar en una imagen bidimensional, lo que sucedía en una estructura tridimensional, por la superposición de estructuras en la imagen obtenida.
- Baja capacidad para distinguir tejidos blandos.
- Imposibilidad de cuantificar densidades óseas (21)

Desde 1972, los avances de esta técnica han estado marcados por cuatro parámetros comunes: 1º la constante búsqueda de una mayor velocidad de adquisición, 2º aumentar la resolución espacial, 3º mejorar la calidad de la imagen y 4º minimizar la dosis de radiación ionizante (22)

Los escáneres actuales tienen una matriz de detectores múltiples, lo que permite que sean tomados muchos cortes simultáneamente, en menos tiempo de

escáner y con un menor tiempo de exposición para el paciente. A partir de esto, los cortes obtenidos son reunidos y se pueden volver a formatear para obtener imágenes tridimensionales de la zona en estudio.

A finales de la década de los '90, grupos investigadores italianos y japoneses, trabajando independientes unos del otros, desarrollaron un nuevo escáner tomográfico, conocido como *tomografía computarizada de haz cónico* (cone beam computed tomography o CBCT), específicamente para el área dental y maxilofacial (23)

La tomografía computarizada cone beam corresponde a una tecnología de séptima generación (Ver tabla I). También conocidos como tomógrafos multi-secciones (MSCT), se caracterizan por tener varias líneas de detectores y se basan en la geometría de tercera generación, aunque en este caso, en lugar de un rayo en forma de abanico, el rayo tiene forma de cono (22). (Ver imagen 3)

Los scanner de CBCT se basan en la tomografía volumétrica, un principio que usa un detector extendido 2D y un haz de rayos X 3D. Esta configuración permite aplicar una sola rotación del equipo para generar un análisis de toda la región de interés, reduciendo así el tiempo de adquisición de datos volumétricos (24).

Tabla I. Evolución de la Tomografía Computarizada

Generación	Año	Movimiento	Detectores	Rayos X
Primera	1973	Traslación y rotación	Único	Rayos paralelos
Segunda		Rotación y traslación	Múltiple (una línea)	Rayos divergentes
Tercera	1975	Rotación	Múltiple (una línea)	En abanico
Cuarta	1976	Rotación sólo tubo rayos X	Anillo (360°) fijo	En abanico
Quinta EBCT Por rayos de electrones	1980	Fijo	4 placas semicirculares	Rayo de electrones
Sexta En espiral (o helicoidal)	1989	Rotación del equipo, traslación continua del paciente	Múltiple (una línea)	En abanico
Séptima CBCT Cone-beam	1998	Rotación	Arreglos multidimensionales	En forma de cono

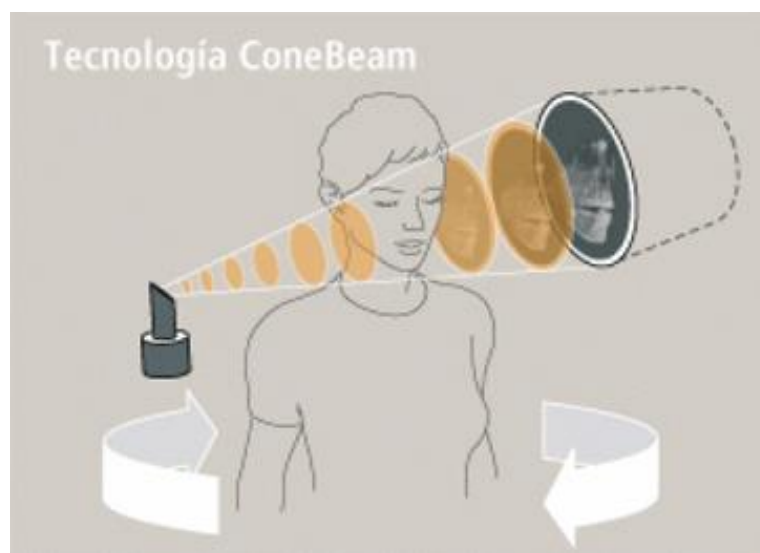


Imagen 3. Haz de rayos X en forma de cono de la tomografía cone beam

IV.a Diferencias entre la CBCT y la tomografía médica convencional

La tomografía convencional utiliza un haz de rayos X en forma de abanico que gira en forma helicoidal alrededor del paciente. El conjunto de datos se adquiere a través de detectores localizados alrededor de todo el equipo. En la mayoría de los escáneres modernos, los detectores se encuentran dispuestos en forma paralela permitiendo hasta 64 cortes por cada rotación. En cambio, la tomografía cone beam se basa en un haz de rayos X en forma de cono, que gira alrededor del objeto de interés, dando un volumen de datos. Para ello, utiliza una matriz digital bidimensional como un detector de área. La técnica implica un escaneo en 360 grados, en el que tanto la fuente de rayos X como el detector se mueven alrededor de la cabeza del paciente, la que se encuentra estabilizada por medio de un posicionador. (25) (ver imágenes 4 y 5).

La CBCT difiere de la tomografía médica convencional en que el volumen tridimensional total de datos se adquiere en una sola rotación del escáner alrededor del paciente, usando una relación simple y directa entre sensor y fuente. Junto con eso, la CBCT tiene mayor exactitud y mejor resolución que la tomografía médica convencional, además de contar con un software que permite al clínico desplazarse a través de los distintos planos (axial, coronal y sagital) y poder realizar mediciones sobre ellos. (23)

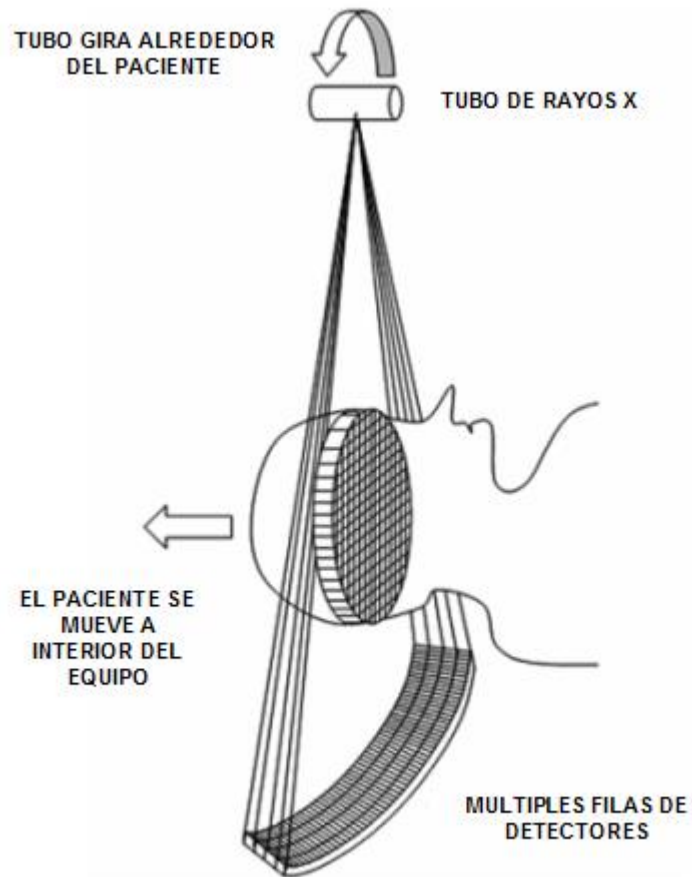


Imagen 4. Tomografía computarizada convencional. El haz de rayos X en forma de abanico gira alrededor del paciente a medida que pasa al interior del equipo.

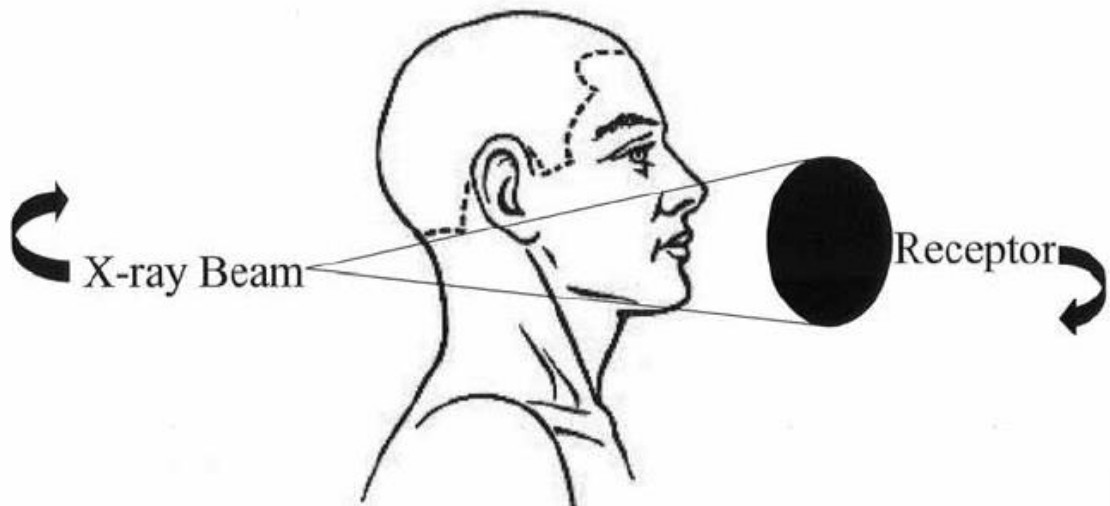


Imagen 5. Tomografía computarizada cone beam. Un haz de rayos en forma de cono gira alrededor del paciente, el cual está inmóvil.

La tomografía médica convencional se ha usado en la práctica dental para aplicaciones escasas debido al tamaño considerable del equipo, alto costo y requerimientos especiales que exige, tales como la baja temperatura de la habitación donde se encuentre funcionando. Aunque produce un alto nivel de detalles en el plano axial, la alta dosis y el largo tiempo de exposición de estos sistemas, hacen que no se pueda utilizar en la mayoría de las aplicaciones dentales. Los nuevos tomógrafos computacionales han reducido drásticamente el tiempo de toma del examen y las dosis efectivas, pero todavía no son tan precisos y las dosis siguen siendo altas. No ocurre así con la CBCT. La dosis efectiva de la radiación de la CBCT ha mostrado ser mucho más baja comparado con la tomografía médica convencional, siendo mucho más reducido el tiempo de escaneo y por consiguiente, el tiempo de exposición a radiación del paciente (26).

Pese a las notorias ventajas de la CBCT por sobre la radiología convencional y la tomografía tradicional, ésta presenta algunas desventajas que limita su uso en algunos casos. De Vos et al. (2009), en una revisión sistemática de la literatura relacionada con el uso de la CBCT en la región oral y maxilofacial, evaluaron una serie de variables, tales como aplicaciones clínicas, parámetros técnicos y dosis de radiación de este examen imagenológico. A partir de la literatura analizada, pudieron evaluar cuáles eran las principales ventajas y desventajas de la CBCT, las cuales aparecen detalladas en la tabla II (27)

Tabla II. Principales ventajas y desventajas del uso de CBCT en la región oral y maxilofacial.

Ventajas
<ul style="list-style-type: none"> - Presenta una base de datos 3D. - Integra datos de tamaño real. - Tiene potencial para generar todas las imágenes 2D (por ejemplo, ortopantomografía, cefalometría lateral, imágenes de la ATM) - Tiene alta resolución y precisión de la imagen. - Permite limitar el tamaño del área irradiada. - Permite un tiempo rápido de escaneo. - Presenta menor alteración en la imagen por artefactos metálicos (debido a que el software de reconstrucción de volumen utiliza un algoritmo diferente al de la tomografía convencional). - Tiene menor costo y ocupa menor espacio comparado con el tomógrafo médico convencional - Fácil manipulación - Fácil de usar una vez cargado y visualizado el software - Ahorra más energía comparado con el tomógrafo médico convencional
Desventajas
<ul style="list-style-type: none"> - La dosis de radiación, aunque menor que los tomógrafos convencionales, sigue siendo alta. - Menor rango de contraste (dependiendo del tipo de detector de rayos X). El detector de tamaño es limitado, lo cual genera un campo de visión y un volumen de escaneo reducido. - Limitada información sobre el interior de los tejidos blandos. - La presencia de artefactos afecta a toda la base de datos.

IV.b Usos de la CBCT en odontología

Recientemente, el CBCT se ha desarrollado específicamente para la región máxilofacial (28). Esto ha permitido aumentar la capacidad de evaluación en la clínica odontológica, con menor distorsión en la imagen y sin estructuras sobreproyectadas (29,30), pudiéndose visualizar cortes de la sección tangencial (x), la sección transversal (y), y la sección axial (z), en una sola pantalla o todas juntas en una reconstitución 3D, además de entregar una proyección panorámica, una antero-posterior y una lateral del paciente (Ver imagen 6, 7 y 8)

Estrela et al. (2008) (31,32) demostraron que la tomografía computarizada cone beam (CBCT) era un método de utilidad para determinar la morfología del canal radicular y el diagnóstico de periodontitis apical, la cual le otorgó una mayor precisión que los métodos imagenológicos tradicionales.

Honda y Bjornland (2006) (33) validaron la utilidad de la CBCT para determinar con precisión la adecuada distancia y angulación de punción horizontal y coronal, en exámenes de artrografía de ATM. Por otra parte, investigaciones para el diagnóstico de caries incipientes no han prosperado debido a limitaciones en el contraste de la imagen (34).

La CBCT también ha demostrado la validez para simulaciones biomecánicas, estudios de remodelación ósea y simulaciones de planificación ortodóncico-quirúrgico. Debido a que da la posibilidad de diagnóstico, tratamiento y seguimiento más certero en la ortodoncia, y su costo cada día es más bajo, muchos especialistas ya consideran su uso en forma rutinaria en todos los pacientes (35)

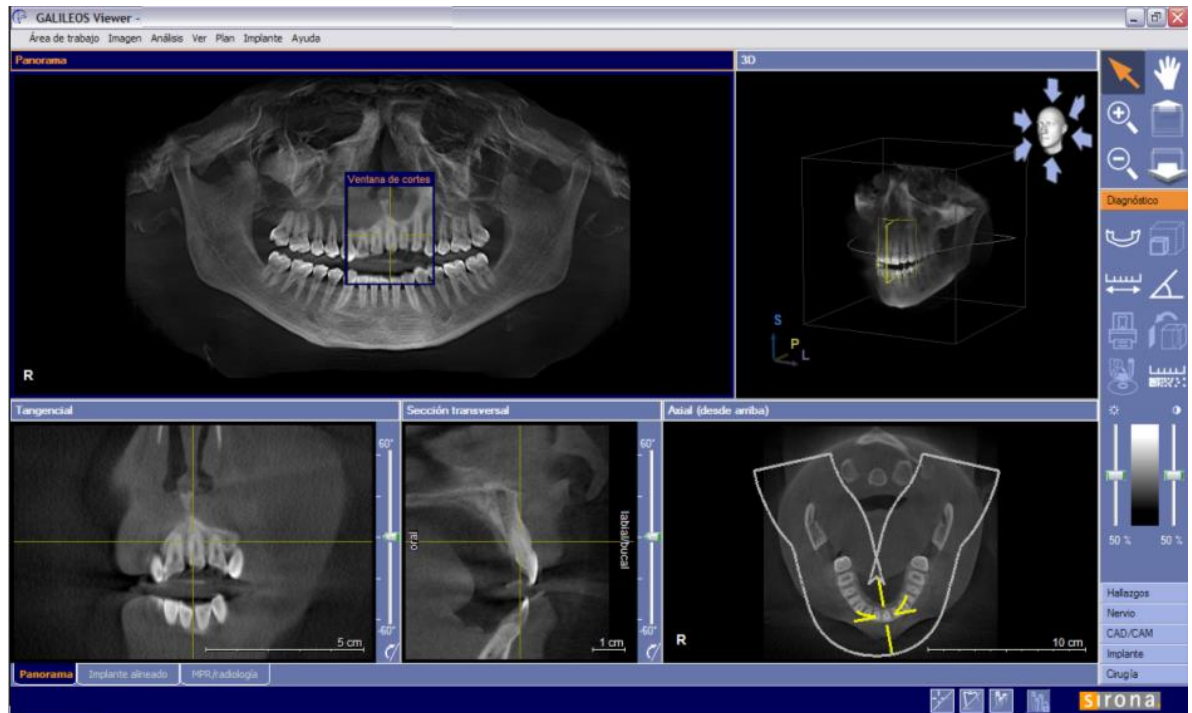


Imagen 6. Vista para imágenes tomográficas del programa Galaxis®, marca Sirona®, incluyendo proyección panorámica.

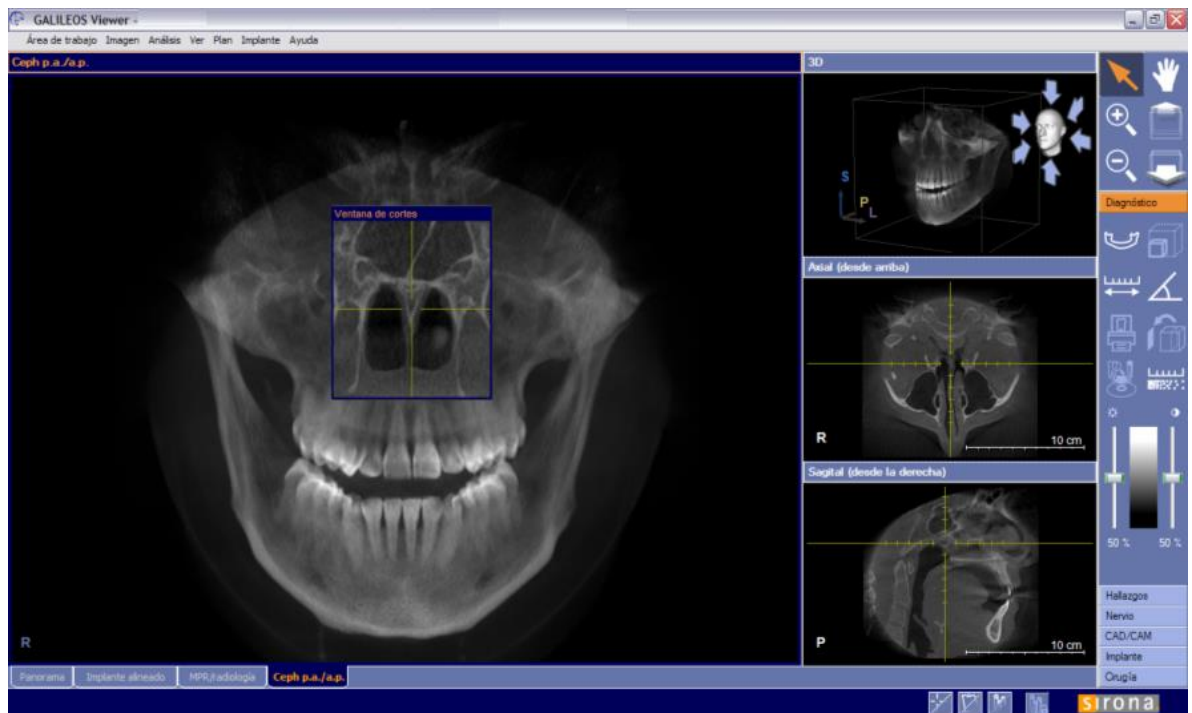


Imagen 7. Proyección antero-posterior del programa Galaxis®, marca Sirona®



Imagen 8. Proyección lateral del programa Galaxis®, marca Sirona®

La tomografía computarizada de haz cónico es actualmente el registro diagnóstico más prometedor en el campo de la odontología en general, teniéndose registros de su aplicación en cirugía oral y máxilofacial (36), implantología (37), odontología general (29) y en especialidades odontológicas, tales como endodoncia (26), periodoncia (38), odontología legal y por supuesto, en ortodoncia, rama en donde la imagen 3D puede ocuparse potencialmente para realizar evaluaciones cuantitativas craneofaciales (39). En esta área, su uso se recomienda para el estudio de dientes impactados, valoración cuantitativa de las tablas óseas, previo a movimientos ortodóncicos; evaluaciones de la articulación témporomandibular, visiones 3D de las vías respiratorias superiores, para evaluación del crecimiento y desarrollo máxilofacial, y la estimación de edad dentaria.

Si bien existen registros en la literatura sobre el uso de la CBCT para evaluaciones de variables como la angulación dentaria o medición de anchos transversales de la arcada superior e inferior, aún no existe registro de estudios que la utilicen para medir la profundidad de la curva de Spee, la cual solamente ha

sido medida utilizando modelos de yeso (mediante observación directa o fotografías) y telerradiografía lateral. (40)

Específicamente en el área ortodóncica, la imagen radiográfica es un examen complementario importante en la evaluación del paciente y que ocasionalmente incluye el estudio de la ATM antes y/o después del tratamiento.

Varias condiciones que afectan a la ATM, pueden producir deformidades esqueléticas, maloclusiones, disfunción masticatoria o trastornos del disco interarticular. Debido a la necesidad de complementar el examen clínico con el examen radiográfico de la articulación témporomandibular, los ortodoncistas utilizan la radiografía panorámica, las proyecciones transcraneales y la tomografía para su evaluación. Los exámenes imagenológicos antes mencionados, son los más utilizados en la práctica ortodóncica debido a su disponibilidad, fácil uso, baja dosis de radiación y bajo costo. Aunque muchos investigadores han usado la radiografía panorámica para evaluar los cambios en el cóndilo producidos por aparatos funcionales y de ortodoncia, la diversidad anatómica inherente de la ATM, agravada por factores que influyen en la presentación bidimensional (por ejemplo, sobreproyección anatómica, ángulo de proyección del rayo y cambios posicionales del paciente), ponen en duda la validez de estos informes. (41)

Honey et al. (2007), en un estudio realizado en 30 cráneos humanos, comparó la precisión de la imagen de la CBCT con la otorgada por la radiografía panorámica y la tomografía médica convencional en la detección de erosiones de la cortical de la cabeza del cóndilo mandibular. Sus resultados arrojaron que la CBCT provee imágenes con una confiabilidad superior y una mayor exactitud que la dada por la radiografía panorámica y la tomografía médica convencional en la identificación de erosión de la cortical condilar. (24)

Tsiklakis et al. (2004) describieron un protocolo para examinar la articulación témporomandibular utilizando la CBCT, incluyendo imágenes transaxiales obtenidas para-sagitalmente y para-coronalmente (por ejemplo, en planos paralelos o perpendiculares al eje longitudinal del cóndilo en lugar del

verdadero plano anatómico coronal y sagital). Ellos indicaron que esto dio como resultado imágenes de alta calidad de los componentes óseos. (42)

Hilgers et al. (2005) estudiaron la aplicación de las imágenes generadas por la CBCT al examen de la ATM y compararon su precisión con cefalogramas convencionales y con la anatomía real a través de medidas lineales trazadas arbitrariamente en la articulación y estructuras relacionadas. Ellos concluyeron que las imágenes de la CBCT fueron capaces de reproducir las medidas de la anatomía real, siendo significativamente más precisas que las realizadas a través de cefalogramas convencionales. (41)

Como se puede apreciar, el uso de la CBCT en la práctica dental ha ido en aumento con el correr del tiempo, teniendo una gran cantidad de aplicaciones en la región oral y maxilofacial. Sin embargo, y como fue mencionado en la tabla II, la radiación ionizante es el parámetro clave que limita el uso de este examen (22). Los criterios de selección para una imagen en cualquier fase de tratamiento debe seguir el Principio ALARA (“as low as reasonably achievable” según su sigla en inglés) que es un enfoque relacionado con el control o manejo de la exposición a la radiación, la cual debe ser reducida a niveles tan bajos como sea posible. En la tomografía computarizada cone beam se realizan cortes tomográficos en cortos intervalos de tiempo (10 a 70 segundos) y la dosis de radiación es quince veces menor comparado con la tomografía computarizada médica convencional (43). De hecho, la tomografía convencional genera alrededor de 458 miliSievert (mSv), mientras que la CBCT generaría solamente 30 mSv. A pesar de esto, la CBCT ha demostrado una mayor dosis de radiación que una radiografía retroalveolar e incluso que una panorámica (3 a 10 veces más) (44)

Perck et al. (2007) (45) demostraron que algunas marcas han desarrollado equipos tomográficos con dosis efectivas similares a la de un set de radiografía retroalveolar total.

Hoy en día, el uso de la CBCT debe estar relacionado con la clínica del paciente. Es por esto, la necesidad de futuros estudios para otorgar un mayor valor diagnóstico a la imagen tomográfica (35).

V. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Las investigaciones que explican el desarrollo de las curvas de compensación aún son escasas. Particularmente, la curva de Spee se ha relacionado con factores oclusales, musculares y articulares, siendo este último aspecto el que más se ha estudiado. Sin embargo, muchos de los estudios que han abordado esta temática son ambiguos en cuanto a las variables que miden y los instrumentos con las que se cuantifican. La literatura muestra investigaciones que han relacionado de manera específica la curva de Spee con la pared anterior de la cavidad glenoidea, sin embargo, muchas de ellas carecen de métodos que las respalden, develando solamente conjeturas generales en cuanto a la relación de profundidad, forma y angulación entre ambas variables. La implicancia clínica de dicha correlación ha sido descrita someramente a lo largo de la historia y tiene que ver con los efectos que provoca en la pared anterior de la cavidad glenoidea, un cambio en la profundidad de la curva de Spee (al realizar una nivelación de ésta, por ejemplo), y viceversa. Por esta razón, el propósito de este estudio fue investigar si existe relación entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, utilizando un método de medición que permita cuantificar dicha relación de manera más certera.

La casi nula distorsión que posee la TAC 3D Cone Beam, permite ubicar fácilmente las estructuras con el programa computacional a través de sus diferentes cortes. De esta forma, se evita el problema que ocurre en una telerradiografía lateral con la sobreproyección de estructuras que se encuentran en directa relación con la ATM, tal como el peñasco del hueso temporal. También se evitaría la sobreproyección de la hemiarcada contralateral al momento de medir la profundidad de la curva de Spee. La precisión de este examen imagenológico puede ser utilizada para dar mayor respaldo a las mediciones que relacionan la curva de Spee y la cavidad glenoidea en variables cuantificables tales como altura, profundidad y angulación. Junto con una mayor precisión, el programa computacional incluye aplicaciones que permiten medir distancias y trazar ángulos entre distintos puntos, lo cual le da mayor validez a este estudio por sobre los que han utilizado exámenes de radiología convencional.

VI. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Hipótesis

Existe relación proporcional directa entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea.

Objetivo general

Determinar la relación que existe entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea.

Objetivos específicos

- Determinar la profundidad de la curva de Spee en TAC 3D Cone Beam de los pacientes seleccionados para la muestra.
- Determinar la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea en TAC 3D Cone Beam en los pacientes seleccionados para la muestra.
- Correlacionar la dispersión de los valores obtenidos con las mediciones realizadas en TAC 3D Cone Beam de la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea de los pacientes seleccionados para la muestra.

VII. MATERIALES Y MÉTODOS

VII a. Tipo de estudio

El presente estudio es de carácter observacional, constituyendo un estudio transversal.

VII b. Selección de los pacientes

La muestra estuvo compuesta por 110 TAC 3D Cone Beam correspondientes a pacientes atendidos en la Clínica “Sistemas Radiológicos Maxilofaciales”, quienes se habían tomado dicho examen para efecto de sus tratamientos en diversas especialidades odontológicas. Estos TAC 3D Cone Beam fueron seleccionados a partir de una base de datos de 430 exámenes de dicha clínica. Dicho cálculo muestral se obtuvo mediante un muestreo por conveniencia o selección intencionada.

Los ***criterios de inclusión*** utilizados para la selección fueron los siguientes: 1) Pacientes de ambos sexos, 2) pacientes con dentición natural permanente, 3) pacientes que posean su fórmula dentaria completa en la zona inferior de al menos uno de los lados (derecho o izquierdo), desde el incisivo central permanente hasta el segundo molar permanente, ambas piezas inclusive.

Los ***criterios de exclusión*** son los siguientes: 1) pacientes que no presenten tratamiento ortodóncico previo o actual. 2) pacientes que presenten prótesis fijas y/o implantes en el lado de análisis, 3) pacientes que presenten malformaciones congénitas o alteraciones degenerativas en la ATM del lado de análisis.

Esta investigación no generó daño en los individuos considerados, dado que los exámenes de TAC 3D cone beam habían sido tomados con anterioridad y con derivación de otras especialidades odontológicas, y no con objeto de este estudio.

VII c. Examen Radiográfico

El equipo radiográfico que fue utilizado es el 3D Galileos®, marca Sirona® de la clínica “Sistemas Radiológicos Maxilofaciales” (ver especificaciones en tabla III). Este equipo ha mostrado una reducción en la dosis de radiación en relación a la tomografía convencional e incluso comparándolo con otros equipos de CBCT (ver Anexo 1).

Tabla III. Especificaciones equipo 3D Galileos®, marca Sirona® (*)

Volumen de Radiografías	(15 x 15 x 15) cm ³
Resolución en 3D, Longitud de contorno, isótropa en voxeles	0.3/0.15 mm
Duración de la radiografía / tiempo de exposición	14/2-6 s
Duración de la reconstrucción	4,5 min
Posicionamiento del paciente	En bipedestación / en sedestación
Emisor de rayos X	
Kv	85
Ma	5-7
Dosis efectiva	29 µSv (21 mAs, 85kV)
Necesidad de espacio mínima	1,8 x 1,8 x 2,5 m (profundidad x anchura x altura)
Dimensiones de la sala recomendadas	1,8 x 1,8 x 2,5 m (profundidad x anchura x altura)
Blindaje de plomo	Alemania: (en sala) como en radiografías panorámicas: ver CIN 8812: junio de 2002
Dimensiones de la puerta	Para exposición, al menos 66 cm
Peso	Dispositivo radiográfico aprox. 140 kg

(*) El equipo cumple con todas las especificaciones técnicas dadas por el MINSAL.

Cuando se realizó la toma radiográfica, se retiraron todos los objetos metálicos en cabeza y cuello de los pacientes. Los pacientes se ubicaron de pie con el Plano de Frankfurt paralelo al piso utilizando un posicionador interincisal de 2 mm de altura y otro frontal, además de un haz de luz guía para determinar la línea media facial.

La toma de los exámenes que se utilizaron para este estudio, se efectuó entre agosto de 2008 y mayo de 2010. Previo a realizar las mediciones, se registró el sexo y edad de los individuos seleccionados.

VII d. Análisis del Examen

De los individuos seleccionados para la muestra a partir de la base de datos, se midió la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea. Para ello se utilizó el programa computacional Galaxis®, de Sirona®, además del programa MB-Ruler© versión 4.0, el cual corresponde a una escuadra virtual que permite realizar análisis morfométricos.

Se realizó el siguiente procedimiento en el lado derecho e izquierdo de cada TAC 3D Cone Beam por separado:

La medición de la profundidad de la curva de Spee se realizó mediante el programa Galaxis®, de Sirona®, utilizando la opción “Análisis”. A partir de ésta, se seleccionó la opción “Ceph Lateral”, la cual muestra la imagen del paciente en una vista lateral o de perfil (ver imágenes 9 y 10)

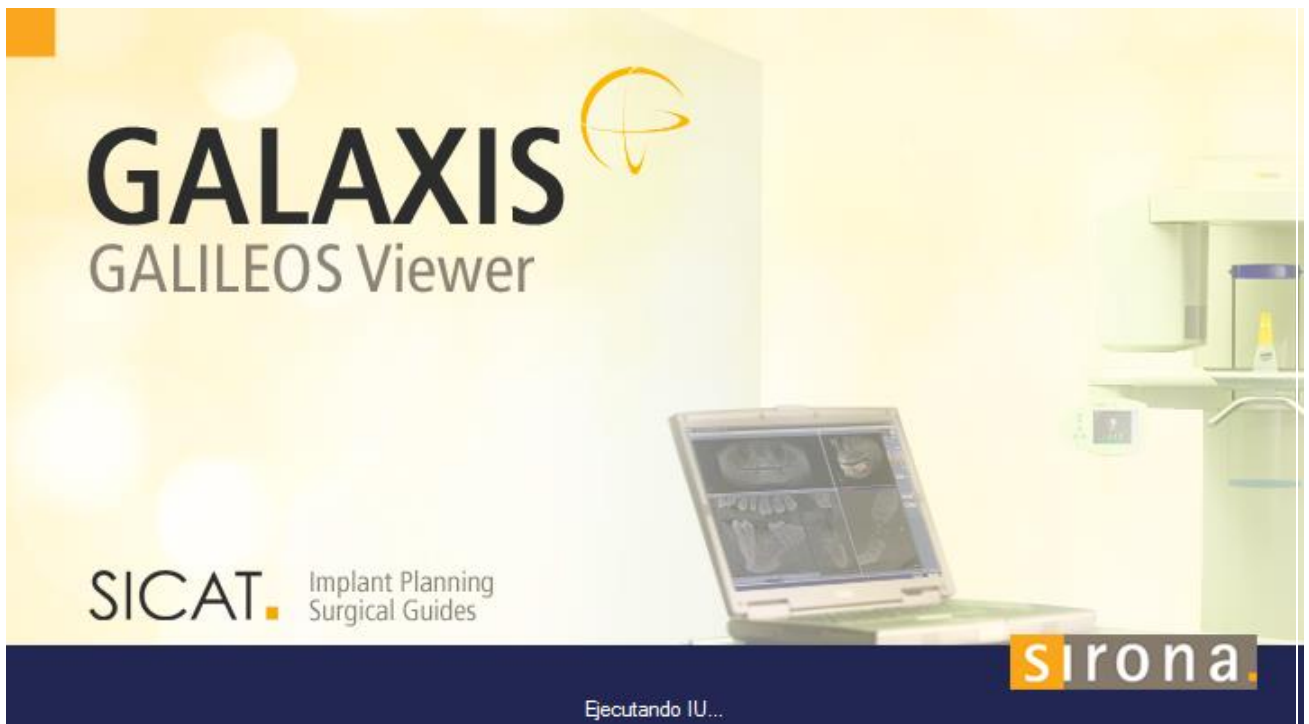


Imagen 9. Pantalla de inicio programa computacional Galaxis®, de Sirona®

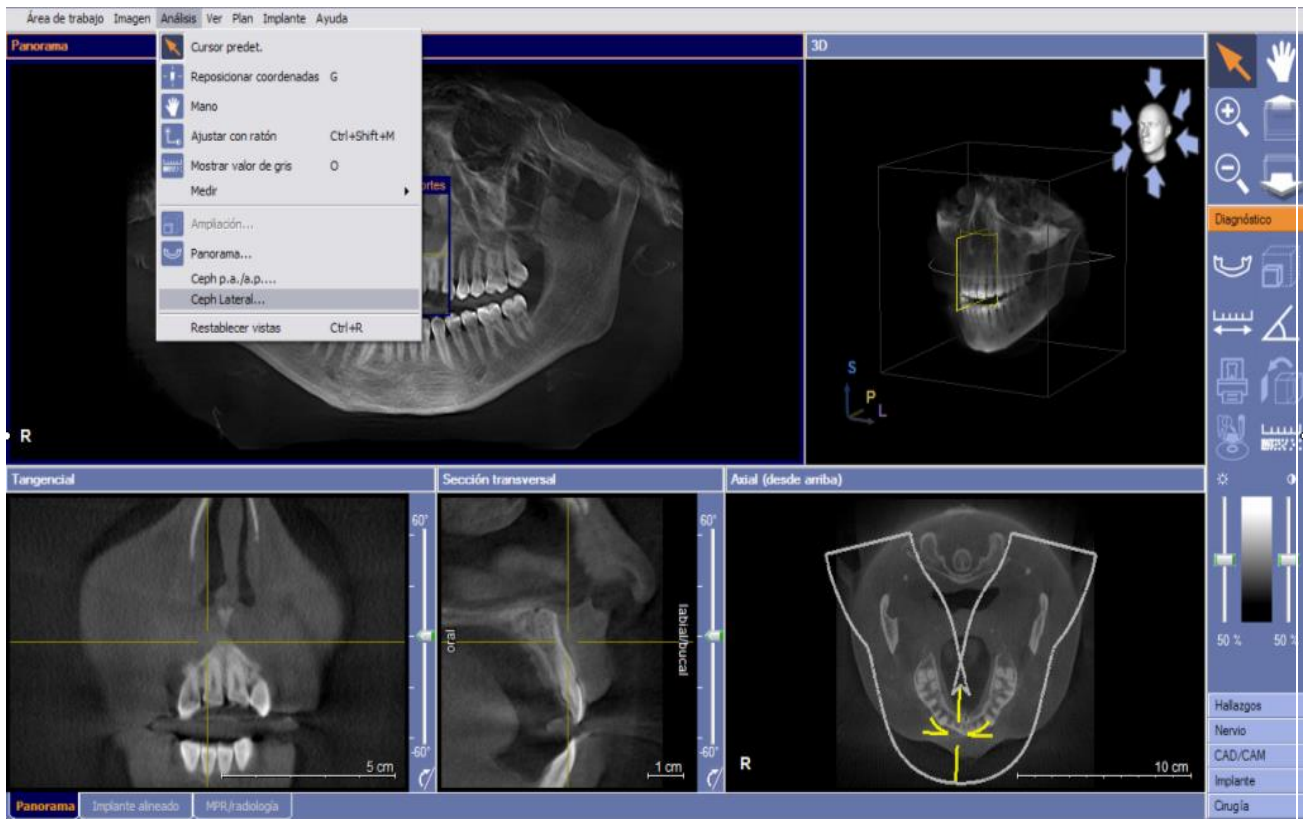


Imagen 10. Vista del menú del programa computacional Galaxis® y la opción “Análisis”

Previo a realizar las mediciones, se procedió a ajustar la imagen de perfil, regulando el nivel del plano oclusal. Para ello se utilizó la opción “bascular”, la cual permite modificar la posición del plano de tal forma que las piezas dentarias de ambos lados se encuentren a un mismo nivel. Una vez realizado esto, el programa generó la vista lateral que se utilizó para realizar las mediciones en cada paciente (ver imagen 11).

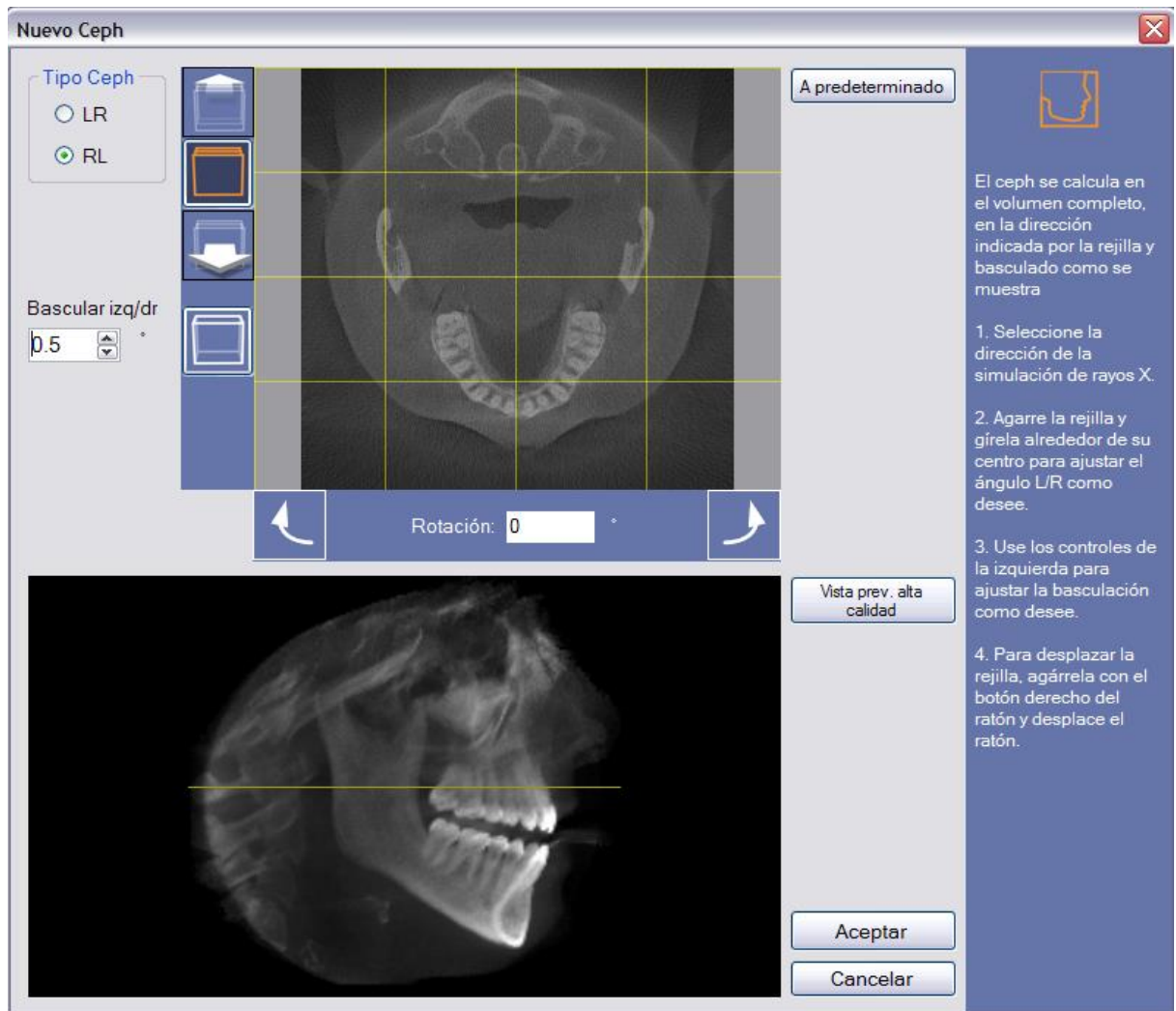


Imagen 11. Ajuste de la rotación y del nivel del plano oclusal en la vista de perfil, del programa Galaxis®

Luego, mediante el programa MB-Ruler© versión 4.0, se procedió a posicionar la escuadra de tal manera que su hipotenusa uniera la cúspide distovestibular del segundo molar inferior con el borde incisal del incisivo central inferior (ver imagen 12). La profundidad de la curva de Spee se midió desde el centro de la hipotenusa de la escuadra (a través de una línea perpendicular a ésta) hasta el centro de la cúspide vestibular del segundo premolar (ver imagen 13). Este procedimiento para medir la profundidad de la curva de Spee fue adaptado de estudios realizados por Lie et al. (46), Salem OH et al. (47) y otros autores (12).

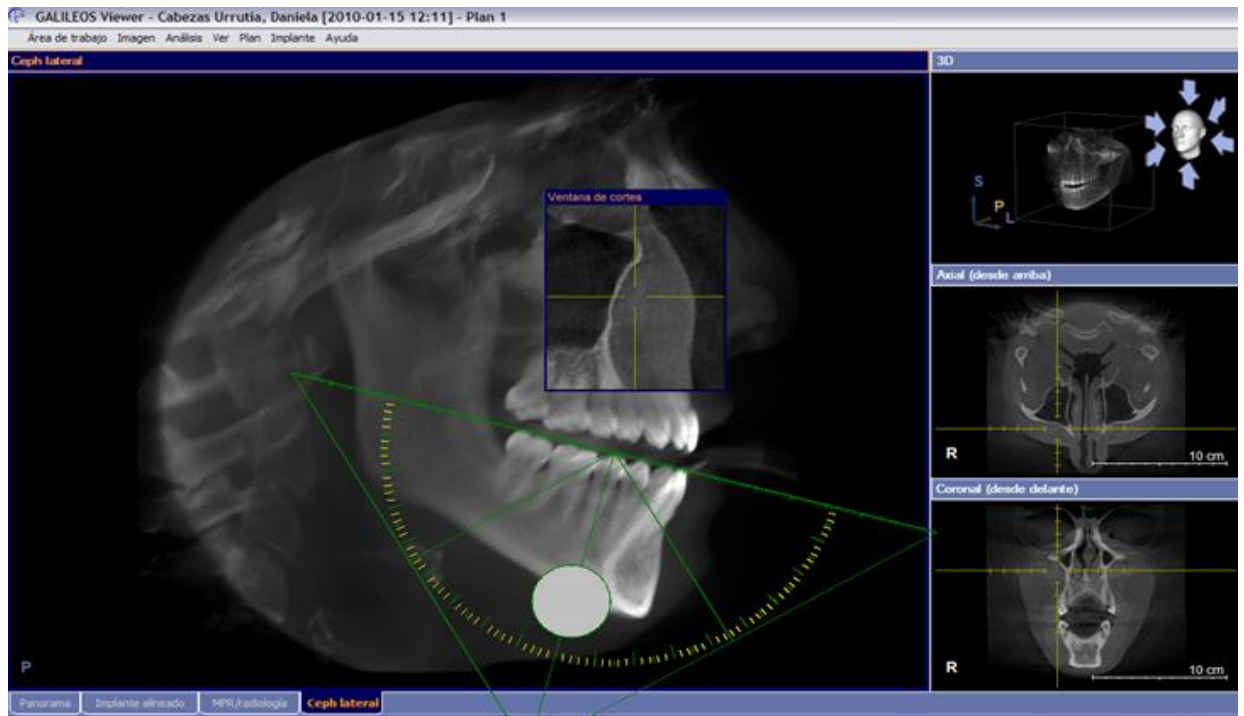


Imagen 12. Posicionamiento de la escuadra en el programa Galaxis®, a través del programa MB-Ruler© versión 4.0

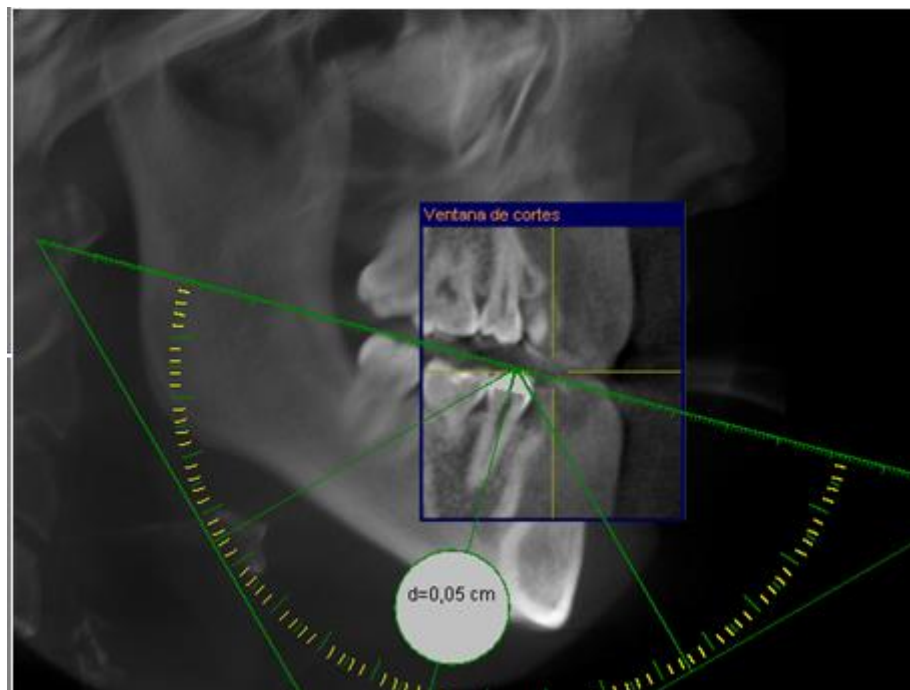


Imagen 13. Medición de la profundidad de la curva de Spee en la vista lateral (Galaxis®), a través del programa MB-Ruler© versión 4.0

d= Valor de la profundidad de la curva de Spee

Para medir la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, se seleccionó el ícono MPR/radiología del programa Galaxis®, utilizando los cortes tomográficos de esta sección. Se ubicó el corte oblicuo-sagital y se posicionó a la altura de la espina nasal anterior (ENA), centrándola tanto en el corte axial como en el corte coronal. A partir de esto se generó un plano medio sagital de referencia para las mediciones que se realizaron posteriormente (ver imagen 14).

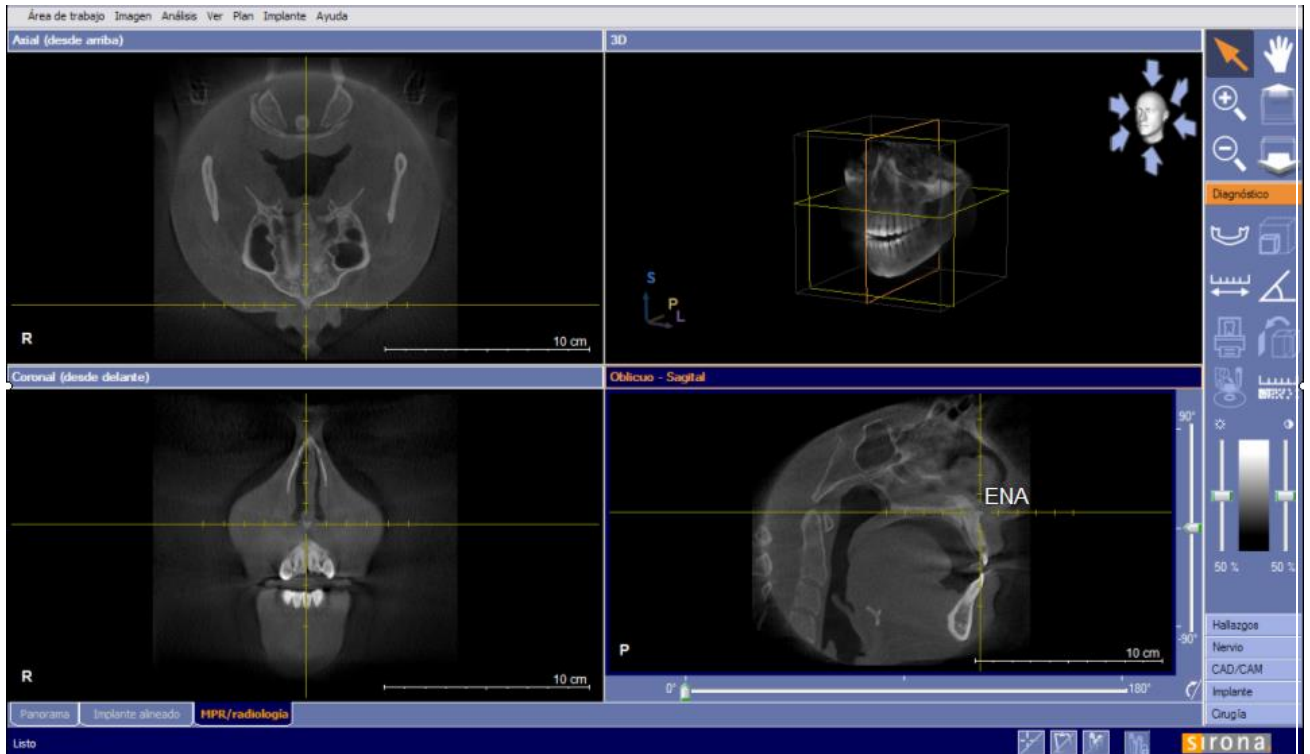


Imagen 14. Posicionamiento de los cortes tomográficos de la sección MPR/Radiología (Galaxis®) a nivel de la espina nasal anterior (ENA)

Luego de esto, se utilizó el corte coronal para llevar la cuadrícula justo a nivel del punto más bajo del reborde infraorbitario del lado de análisis, sin perder la referencia del plano medio generado anteriormente. Posterior a esto, y utilizando el plano axial, se trazó una línea perpendicular a la línea horizontal de la cuadrícula, a través del accesorio para medir distancias (D) que brinda el mismo programa. Esta línea perpendicular se ubicó justo en el centro del cóndilo del lado de análisis y fue denominada como “línea A” (ver imagen 15).

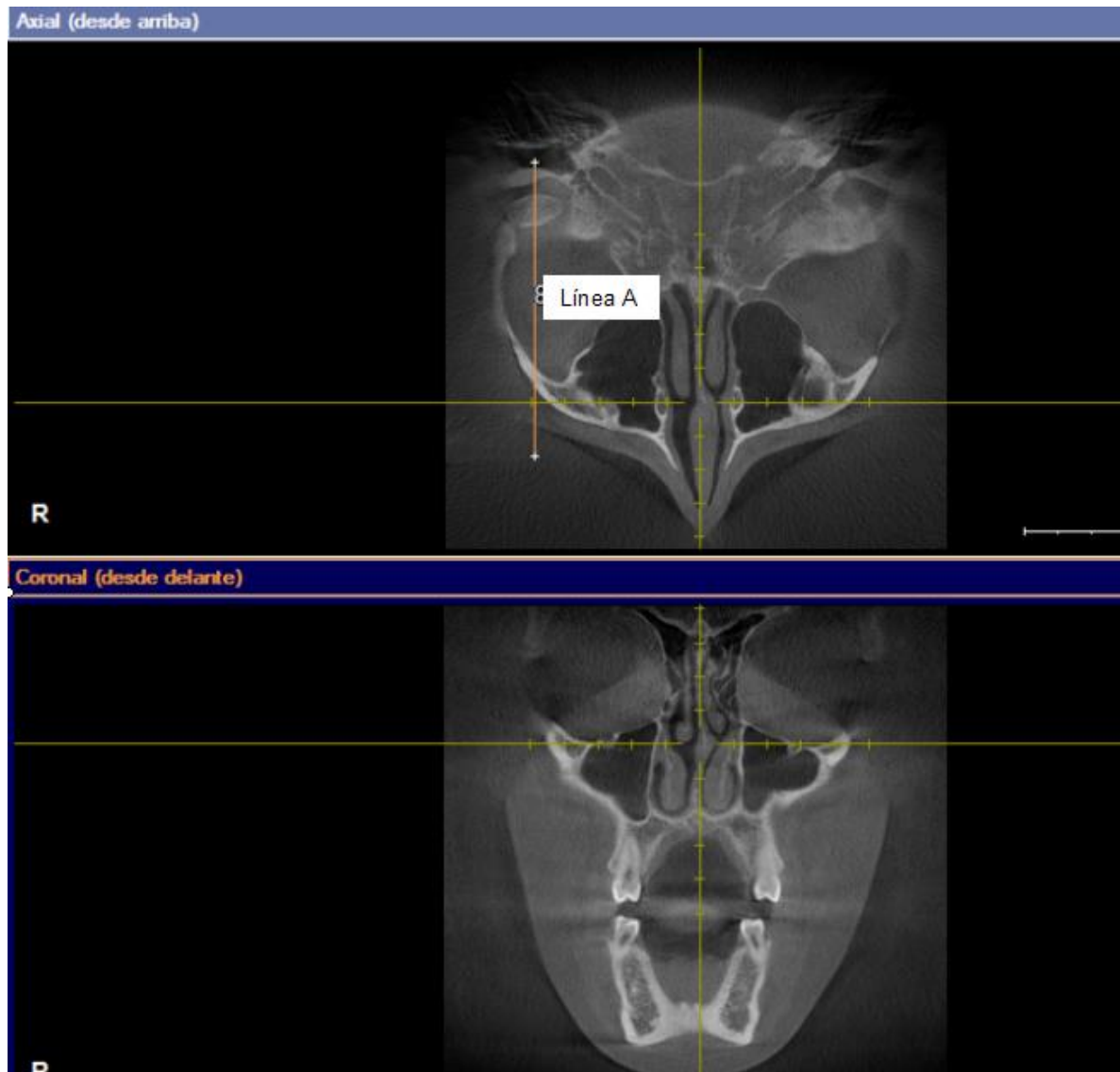


Imagen 15. Ubicación del reborde infraorbitario en el corte coronal y trazado de línea A en el corte Axial, en el programa Galaxis®

Luego se centró la cuadrícula haciendo coincidir la línea vertical de ésta, con la línea A. A partir de esto, en el corte oblicuo-sagital, se generó una imagen donde apareció la línea A en relación a la articulación témporomandibular. Luego se procedió a borrar la línea A de la imagen y sólo se utilizó la línea horizontal de la cuadrícula en el corte oblicuo-sagital. Esto permitió tener una referencia en sentido horizontal para realizar la medición de la variable en cuestión.

Para finalizar se trazó una línea tangente a la pared anterior de la cavidad glenoidea, que unió dos puntos:

Punto X: Punto más alto del techo de la cavidad glenoidea.

Punto Y: Punto central de la pared anterior de la cavidad glenoidea

El valor del ángulo obtenido por la intersección de la línea horizontal de referencia y la tangente señalada anteriormente, correspondió a la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea (ver imagen 16). El procedimiento y las referencias utilizadas para realizar las mediciones, fueron adaptadas de investigaciones realizadas por Katsavrias (17), Jasinevicius et al. (48) y descrito también por Okeson (4).

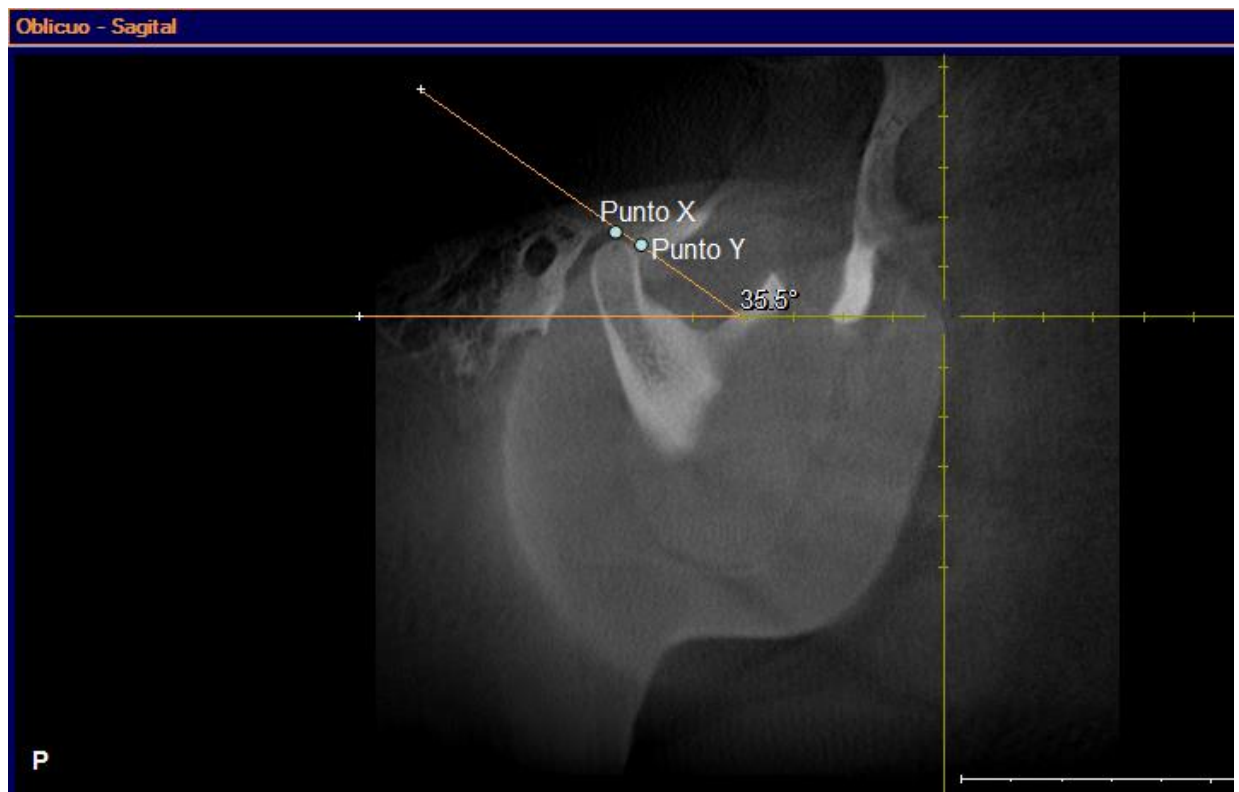


Imagen 16. Ubicación de los puntos X e Y en el corte oblicuo sagital (Galaxis®) y medición de la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea.

VII e. Análisis de datos.

Una vez realizadas las mediciones, los datos fueron tabulados para luego realizar el análisis estadístico.

A cada paciente se le asignó un número en orden correlativo. Se denominó con la letra P la medición de la profundidad de la curva de Spee realizada en la CBCT seguida de la letra D si se trata de la medición realizada en el lado derecho, o de la letra I si se trata de la medición realizada en el lado izquierdo. También se denominó con la letra A la medición de la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea realizada en la CBCT cone beam, seguida de la letra D si se trata de la medición realizada en el lado derecho, o de la letra I si se trata de la medición realizada en el lado izquierdo (ver tabla IV).

Tabla IV. Tabulación de datos y denominación de las variables en estudio (*)

Nº de paciente	PD (mm)	PI (mm)	AD (°)	AI (°)
1	1,1	1,3	40,8	31,4
2	0,5	1,2	43,6	43,3
3	3,2	3,9	48,2	49

(*) Los valores que aparecen en la tabla solamente corresponden a ejemplos.

Una vez obtenidas las mediciones, fueron ingresadas al programa computacional Microsoft Office Excel®. Posteriormente, los datos fueron ingresados al programa SPSS versión 17, para su análisis estadístico.

En la descripción estadística se utilizaron los indicadores de Promedios (medias), Desviación Standard, Mínimo, Máximo y Error Standard de la Media.

Para determinar la existencia de correlación entre los grupos de mediciones, se generó un **modelo de regresión lineal simple** por cada uno de los pares de medidas, esto es, PD-AD y PI-AI.

En cada modelo se obtuvo un determinado coeficiente de correlación, denominado **coeficiente de correlación producto-momento de Pearson (también llamado r de Pearson)**. Previo a esto, se realizó análisis para determinar la distribución de los datos, sin embargo, éste no fue relevante para escoger entre uno y otro test de correlación, dado el tamaño muestral presentado en este estudio.

El resultado del coeficiente de correlación r oscila entre -1 y +1. Un valor mayor a 0, indica correlación positiva entre las variables, mientras que un valor menor a 0, indica correlación negativa. Un valor igual a 0, indica ausencia de correlación lineal entre las variables.

Una vez calculado el coeficiente de correlación, se utilizaron los resultados del **análisis de la varianza (ANOVA)** para evaluar la significación del modelo. El error máximo aceptable para rechazar H_0 fue de 0,05 y los intervalos de confianza fueron de un 95%.

Finalmente, se evaluó si existía o no correlación entre los pares de medida PD-AD / PI-AI y el sexo de los individuos seleccionados. Además se determinó si existía o no correlación entre dichos pares de medida y la edad de los individuos. Para ello se consideraron tres rangos etarios: menores de 25, entre 25 y 49, y de 50 o más.

VIII. RESULTADOS

El estudio constó de una muestra de 110 TAC 3D cone beam correspondientes a pacientes que cumplían con los criterios de inclusión y exclusión.

Estos 110 pacientes fueron tomados de una base datos de 430 3D Cone Beam de la clínica "Sistemas Radiológicos Maxilofaciales". De éstos, 67 pacientes eran mujeres y 43 eran hombres, en un rango de edad entre los 13 y los 74 años, con un promedio de 39,2 años de edad.

En el lado derecho se realizaron 92 mediciones, correspondientes a la profundidad de la curva de Spee y a la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea de dicho lado.

En el lado izquierdo, en cambio, se realizaron 96 mediciones, correspondientes a la profundidad de la curva de Spee y a la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea de dicho lado.

Las mediciones realizadas en el examen de cone beam, correspondiente a la profundidad de la curva de Spee (medida en milímetros) y a la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea (medida en grados), por cada lado, se muestran en el Anexo 2.

En la tabla V se encuentra la estadística descriptiva aplicada a cada uno de los grupos de mediciones, en la cual se puede apreciar que no hay grandes diferencias entre las desviaciones estándar de las mediciones realizadas en cada lado en la TAC 3D Cone Beam, lo cual indica una dispersión homogénea.

Tabla V: Estadística descriptiva de los resultados obtenidos al medir la profundidad de la curva de Spee (P) y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea (A), por lado.

Grupo	N	Media	Desv. Std.	Mínimo	Máximo	Error Std Med
PD	92	1,2773	0,80940	0	3,7	0,08439
PI	96	1,4750	0,84853	0	3,7	0,08660
AD	92	47,1902	6,56625	32,2	67,3	0,68458
AI	96	47,2792	7,47790	31,2	64,7	0,76321

Al generarse el modelo de regresión lineal simple para el par PD-AD, se obtuvo un coeficiente de correlación $r > 0$. Los resultados del análisis de varianza (ANOVA) mostraron una $p=0.01 < 0.05$, lo cual indica que dicho el modelo generado es estadísticamente significativo (ver tabla VI).

Tabla VI. Resultados del modelo de regresión lineal simple para el par PD-AD

			pd	ad
Correlación de Pearson	pd	Coeficiente de correlación r	<u>0,332</u>	1,000
		P value*	<u>0,01</u>	
		N	92	92
	ad	Coeficiente de correlación r	1,000	<u>0,332</u>
		P value*		<u>0,01</u>
		N	92	92

*Significancia de la correlación, $P < 0.05$

Al generarse el modelo de regresión lineal simple para el par PI-AI, se obtuvo un coeficiente r de Pearson > 0 . Los resultados del análisis de varianza (ANOVA), sin embargo, mostraron una $p=0.087>0.05$, lo cual indica que dicho valor no es estadísticamente significativo (ver tabla VII).

Tabla VII. Resultados del modelo de regresión lineal simple para el par PI-AI

		pd	ad
Correlación de Pearson	pi	Coeficiente de correlación r	<u>0.176</u>
		P value*	<u>0,087</u>
		N	96
	ai	Coeficiente de correlación r	1
		P value*	<u>0,176</u>
		N	96

*Significancia de la correlación, $P<0.05$

Al realizarse el mismo procedimiento para los pares de medidas PD-AD / PI-AI en relación al sexo masculino y femenino, se obtuvo en todos los casos un coeficiente de correlación r mayor a 0, sin embargo, sólo fue estadísticamente significativo para el par PI-AI en el sexo masculino y para el par PD-AD en el sexo femenino. (ver tabla VIII)

Tabla VIII. Resultados del modelo de regresión lineal simple para el par PD-AD y PI-AI, por sexo

Sexo		PD-AD	PI-AI
Masculino	N	38	36
	r^*	0,294	0,345
	p value**	0,073	0,04
Femenino	N	54	60
	r^*	0,358	0,035
	p value**	0,008	0,791

* r = Coeficiente de correlación de Pearson

**Significancia de la correlación, $P<0.05$

Con respecto a la edad, los resultados muestran que se obtuvo en todos los casos un coeficiente de correlación r mayor a 0, sin embargo, sólo fue estadísticamente significativo para el par PD-AD en el rango de 50 y más años. En el resto, el valor de p era mayor a 0,05 por lo que no tenía significancia estadística. (ver tabla IX).

Tabla IX. Resultados del modelo de regresión lineal simple para el par PD-AD y PI-AI, por edad

Rango etario		PD-AD	PI-AI
< 25 años	N	28	30
	r^*	0,276	0,178
	p value**	0,155	0,346
25-49 años	N	39	39
	r^*	0,113	0,23
	p value**	0,493	0,16
50 y más años	N	25	27
	r^*	0,542	0,028
	p value**	0,005	0,89

* r = Coeficiente de correlación de Pearson

**Significancia de la correlación, $P < 0.05$

IX. DISCUSION

Este estudio fue realizado como parte de la línea investigativa de **Biología del Crecimiento y Desarrollo Craneofacial**, específicamente orientado a la biometría como complemento al diagnóstico ortodóncico. Esta línea está siendo desarrollada por el Departamento del Niño y Ortopedia Dentomaxilar de la Facultad de Odontología de la Universidad de Chile.

Se estudió la curva de Spee y la pared anterior de la cavidad glenoidea (eminencia articular) como características importantes del sistema estomatognático, dada la significancia funcional de ambas características y el rol que juegan dentro de la conformación del complejo craneofacial.

Basado en la fisiología y anatomía del sistema masticatorio, hay una relación asumida de manera histórica entre la dentición y la ATM. Sin embargo, no existen precedentes claros en donde se relacione específicamente la curva de Spee (como característica dentaria) y la pared anterior de la cavidad glenoidea (como característica articular). Pese a la escasa cantidad de estudios al respecto, investigadores han llevado a cabo intentos de definir matemática y/o geométricamente la curva de Spee, relacionándola con la ATM, en su vista lateral. Dichos intentos pretendían establecer mediciones estándar aplicables a todos los pacientes, sin embargo, fracasaron debido a la gran variabilidad individual existente entre cada individuo. (7)

Los resultados de este estudio muestran que en el análisis estadístico global de las mediciones realizadas en el lado derecho (PD-AD) de cada paciente, existió correlación positiva estadísticamente significativa entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea. Esto no ocurrió así en el lado izquierdo, dado que, si bien el coeficiente de correlación es mayor a 0, éste no fue estadísticamente significativo. La diferencia existente entre un lado y el otro hace pensar que no existe un patrón claro de correlación entre las variables, siendo imposible predecir que un aumento o disminución en la profundidad de la curva de Spee, va a producir necesariamente el mismo efecto

en la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea. Estos resultados están de acuerdo con un estudio realizado por Matsumoto et al., quienes evaluaron radiográficamente a 52 individuos, buscando la presencia o ausencia de interrelación existente entre características articulares (profundidad de la cavidad glenoidea, inclinación de la pendiente posterior de la eminencia articular y forma del cóndilo) y características oclusales (overbite, desgaste dental por atrición y profundidad de la curva de Spee). Ellos no encontraron correlación significativa entre las características articulares y oclusales. Al evaluar la profundidad de la curva de Spee, ellos notaron que había una correlación positiva entre ésta y la profundidad de la cavidad glenoidea (y por consiguiente la pared anterior de la misma), no obstante, dicha correlación no era estadísticamente significativa. (49)

Al realizarse el análisis por sexo, se encontró que en los hombres había correlación positiva estadísticamente significativa solamente en el lado izquierdo (PI-AI). En las mujeres, en cambio, se dio la situación inversa, es decir, se encontró correlación significativa solamente en el lado derecho (PD-AD). Esto indica que el sexo de los individuos no tiene efecto significativo sobre las variables evaluadas, lo cual confirma estudios previos acerca de la ausencia de dimorfismo sexual en ellas. (14)

Cuando se hizo el análisis estadístico por edad, el único rango etario que mostró correlación positiva estadísticamente significativa, fue el de 50 años y más. Sin embargo, esta correlación se encontró solamente en el lado derecho (PD-AD). Estos hallazgos muestran la casi nula influencia de la edad en la interrelación entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea.

La enorme variabilidad existente dentro de cada paciente, hace imposible sostener lo que históricamente se ha creído acerca de la relación entre la curva de Spee y la pared anterior de la cavidad glenoidea. Dicho argumento se fundamenta en que los resultados fueron inconsistentes en mostrar una correlación constante entre ambas variables, por lo que se rechaza la hipótesis planteada en este estudio. Esto podría explicarse por la existencia de otros factores que podrían

participar en la conformación de la curva de Spee y la cavidad glenoidea en los tres sentidos del espacio, como por ejemplo, el componente muscular o el hecho que el individuo utilice un lado más que el otro para comer.

De acuerdo a hallazgos de Farella et al. (50), la curva de Spee es altamente variable entre individuos y es influenciada en menor medida por la morfología craneofacial. La variación de la curva se explica mayormente por la posición horizontal del cóndilo mandibular en relación al plano oclusal. Así, mientras más adelante se encuentre la dentición inferior (con respecto al cóndilo), menos marcada será la curva de Spee.

Así como la curva de Spee cambia en el tiempo, la cavidad glenoidea también lo hace, en respuesta a las necesidades de adaptación a las condiciones del sistema. Si bien en la literatura existen varios estudios que intentan determinar la presencia o ausencia de relación entre la eminencia articular y algunas características dentarias, parece ser más bien que el ángulo de la eminencia no está correlacionado con ninguna característica oclusal específica (4). En relación a la especialidad ortodóncica, esto no implica, por ejemplo, que un tratamiento que tenga como meta nivelar la curva de Spee no vaya a tener repercusiones en la articulación temporomandibular. Se ha discutido ampliamente el papel que desempeña el tratamiento de ortodoncia en la generación de trastornos temporomandibulares (TTM), habiendo hallazgos totalmente opuestos. Pese a esto, sería ingenuo sugerir que este tipo de tratamiento no tiene posibilidades de predisponer a un paciente a una alteración articular. Cualquier intervención en los dientes que produzca un estado oclusal que no esté en armonía con la posición músculoesquelética estable de la articulación, puede predisponer al paciente a un TTM.

Finalmente, es importante señalar la relevancia que tuvo el uso de la tomografía computarizada cone beam en la medición de variables que comúnmente eran medidas por medio de radiología convencional (especialmente utilizando telerradiografía lateral). Específicamente en relación a la medición de la profundidad de la curva de Spee, no existen registros en la literatura de estudios

que hayan utilizado este examen imagenológico para medir dicha variable. Su uso en este estudio proporcionó imágenes con resoluciones sub-milimétricas de alta calidad diagnóstica, y reconstrucción de imágenes tomográficas con excelente precisión (30); razones por las que se recomienda su utilización como complemento al diagnóstico en ortodoncia. Pese a esto, la CBCT presenta limitaciones. Una de ellas es que no permite realizar mediciones directas de angulación y distancia en las proyecciones panorámica, antero-posterior y lateral, razón por la cual se recurrió al programa MB-Ruler© versión 4.0, para superar dicha falencia.

X. CONCLUSIONES

- No existe una relación proporcional directa entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, debido a la variabilidad que existe dentro de un mismo paciente.
- El sexo de los individuos no tuvo efecto significativo sobre las variables evaluadas, por lo que no existe dimorfismo sexual en ellas.
- La edad de los individuos seleccionados para la muestra no influyó en la comparación realizada entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea. Si bien había correlación estadísticamente significativa en el rango etario de 50 años y más, ésta se encontró solamente en el lado derecho.
- La existencia de otros factores como el componente muscular, tipo de dieta o el hecho que el individuo utilice un lado más que el otro para comer, podrían explicar la falta de correlación entre las variables estudiadas.

XI. SUGERENCIAS

Dentro de esta misma línea de investigación, se sugiere realizar estudios en donde se mida la influencia del biotipo facial en la relación entre la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, haciendo especial distinción entre los biotipos dólicofacial y braquifacial.

Además se sugiere realizar estudios donde se determine la correlación existente entre la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea y la inclinación vestíbulo-palatina de los incisivos superiores, utilizando TAC 3D cone beam..

XII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) Dager MM, McNamara JA, Baccetti T, Franchi L. (2008). Longitudinal dental arch changes through the sixth decade. *Angle Orthod* 78(3):440-444.
- 2) De Praeter J, Dermaut L, Martens G, Kuijpers-Jagtman. (2002). A. Long-term stability of the leveling of the curve of Spee. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 121(3) :266-272.
- 3) Andrews LF. (1972). The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod* 62(3):296-309
- 4) Okeson JP. (2003). Tratamiento de oclusión y afecciones témporomandibulares. 5º edición. pp. 7, 127-137.
- 5) Ash MM, Ramfjord S. (1996). Oclusión. 4º edición. pp.59,81-83.
- 6) Dawson EP. (1991). Evaluación, diagnóstico y tratamiento de los problemas oclusales. 2ª edición. pp 91-94
- 7) Orthlieb JD. (1997). The curve of Spee: understanding the sagittal organization of mandibular teeth. *J Craniomandib Pract.* Oct;15(4):333-40.
- 8) Spee, FG. (1890). Die verschiebungsbahn des Unterkiefers am Schädel. Orientation of the mandibular path related to the skull. *Arch Für Anat and Physiol Leipzieg.* Verlag Veit and Comp. pp 285-293.
- 9) Ash MM. (1994). Anatomía, fisiología y oclusión dentales de Wheeler. 7º edición. pp. 87- 88, 418-419.
- 10) Marshal SD, Caspersen M, Hardinger RR, Franciscus RG, Aquilino SA, Southard TE. (2008).Development of the curve of Spee. *Am J Orthod Dentofac Orthop Sep*;134(3):344-352.
- 11) Academy of Prosthodontics: Glossary of prosthodontic terms (1994). *J. Prosthet Dent* 71:50-112.
- 12) Figueroa R, Pérez R, Espinoza A. (1992). Profundidad de la curva de Spee en pacientes clase III esqueletal. *Rev. Chil. Ortodoncia* 9:97-101.
- 13) Shannon KR, Nanda RS. (2004). Changes in the curve of Spee with treatment and at 2 years posttreatment. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 125:589-596.
- 14) Lie F, Kuitert R, Zentner A. (2006). Post-treatment development of the curve of Spee. *Eur J of Orthod* 28:262-268.

- 15) Enlow DH. (1990). Normal variations in facial form and the anatomic basis. In: Enlow DH, ed Facial growth, 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders Co. pp.193-221.
- 16) Shore NA. (1983). Disfunción témporomandibular y equilibración oclusal. Editorial Mundi S.A.I.C. y F.. pp.85-86.
- 17) Katsavrias E. (2002). Changes in articular eminence inclination during the craniofacial growth period. *Angle Orthod* 72:258-264.
- 18) Katsavrias E, Dibbets J. (2001). The growth of articular eminence height. *J Craniomandib Pract.* 19:13-20.
- 19) Katsavrias E. (2003). The effect of mandibular protrusive (activator) appliances on articular eminence morphology. *Angle Orthod* 73:647-653.
- 20) Hounsfield GN. (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I description of System. *British Journal of Radiology* 46(552):1016-1022.
- 21) Hounsfield GN. (1980). Computed medical imaging. *Science* 210:22-28.
- 22) Ramírez JL. (2008). Tomografía computarizada por rayos X: fundamentos y actualidad. *Revista Ingeniería Biomédica* 2(4):54-72.
- 23) Patel S., Dawood A., Pitt T., Whaites E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontics problems. *International Endodontic Journal* 40:818-830.
- 24) Honey OB, Scarfe WC, Hilgers MJ, Klueber K, Silveira AM, Haskell BS, Farman AG. (2007). Accuracy of cone-beam computed tomography imaging of the temporomandibular joint: Comparison with panoramic radiology and linear tomography. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 132:429-438.
- 25) Macleod I, Heath N. (2008). Cone-beam Computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dent Update* 35:590-598.
- 26) Cotton TP., Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. (2007). Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 33:1121-1132.
- 27) De Vos W., Casselman J, Swennen GRJ. (2009). Cone- beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial región: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 38:609-625.
- 28) Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. (2003). A comparison of the 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* 95:371-377.

29) Scarfe WC. (2006). Clinical applications of the cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72(1):75-80.

30) Frigi C. (2007). Importancia y aplicaciones del sistema de Tomografía Computarizada Cone-Beam (CBCT). *Acta Odontológica Venezolana* 45(4):1-8.

31) Estrela C. (2008). Accuracy of cone beam tomography and panoramic and periapical radiography for detection of apical periodontitis. *J Endod* 34(3):273-279.

32) Estrela C. (2008). Method for determination of root curvature radius using cone-beam computed tomography images. *Braz Dent J* 19(2):114-118.

33) Honda K, Bjornland T. (2006). Image-guided puncture technique for the superior temporomandibular joint space: value of cone beam computed tomography (CBCT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 102(3):281-286.

34) Tsuchida R, Araki K, Okano T. (2007). Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 104(3):421-416.

35) Silva MA. (2008). Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: a radiation dose evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133(5):640 e(1-5).

36) Ziegler CM, Woertcher R, Brief J, Hassfeld S. (2002). Clinical indications for digital volumen tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31:126:130.

37) Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. (2004). Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:228-231.

38) Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. (2009). Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *J Periodontology* 80:48-55.

39) Maki K, Inou N, Takanishi A, Miller AJ. (2003). Computer-assisted simulation in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam x-ray computed tomography. *Orthod Craniofac Res* 6(Suppl 1): 95-101.

- 40) Hayasaki H, Parsekian R, Gonzaga L, Sayito I. (2005). A new way of analyzing occlusion 3 dimensionally. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128:128-132.
- 41) Hilgers ML, Scarfe XC, Scheetz JP, Farman AG. (2005). Accuracy of linear temporomandibular joint measurement with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 128:803-811.
- 42) Tsiklakis KK, Syriopoulos K, Stamatakis HC. (2004). Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 33:196-201.
- 43) Aranyarachkul P. (2005). Bone density assesment of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computadorized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20(3):416-424.
- 44) Suomalainen A. (2008). Accuracy of linear measurement using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 37:10-17.
- 45) Peck JL. (2007). Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *Angle Orthod* 77(2):206-213.
- 46) Lie F, Kuitert R, Zentner A. (2006). Post-treatment development of the curve of Spee. *Eur J of Orthod* 28:262-268.
- 47) Salem OH, Al-Sehaibany F, Preston CB. (2005). Aspects of mandibular morphology, with specific reference to the antegonial notch and the curve of Spee. *J Clin Pediatr Dent* 27(3):261-266.
- 48) Jasinevicius TR, Pyle MA, Lalumandier JA, Nelson S, Kohrs KJ, Sawyer DR. (2005). The angle of the articular eminence in modern dentate African-American and European-Americans. *J Craniomand Pract* 23(4):249-256.
- 49) Matsumoto MA, Bolognese AM. (1994). Radiographic morphology of the temporomandibular joint related to occlusal characteristics. *Braz Dent J* 5(2):115-120.
- 50) Farella M, Michelotti A, Van Eijden TMGJ, Martina R. (2002). The curve of Spee and craniofacial morphology: a multiple regression analysis. *Eur J Oral Sci* 110:277-281.

XIII. ANEXO:

1. Tabla de comparación de dosis efectiva utilizada por equipos de CBCT.
2. Tabla de mediciones de la profundidad de la curva de Spee y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea, realizadas en TAC 3D Cone Beam.

ANEXO 1

Tabla de comparación de dosis efectiva utilizada por el equipo Galileos®, de Sirona® en relación a otros equipos de CBCT. Debe hacerse especial énfasis en la dosis porcentual en relación a lo aceptado anualmente por persona.

■ **Investigaciones:**

	Galileos	Iluma	iCAT	Planmeca	NewTom	CT Scan
Dosis Efectiva en uSv (ICRP-1990)	29	331	68	210.2	39	2,100
Dosis en relación a un estudio Panorámico (ICRP-1990)	5	52	11	33	6	323
Dosis (ICRP 1990) porcentual en relación a lo aceptado anual por persona	1.0%	11%	2.3%	7%	1.3%	70.0%

Fuente:

Lublow JB, et al.(2003) Dentomaxillofacial Radiology 32:229-234.

Ludlow JB, Davies-Lublow LE, Brooks SL, Howerton WB (2006). Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. Dentomaxillofacial Radiology 35(4):219-226.

ANEXO 2

Las mediciones de la profundidad de la curva de Spee (medida en milímetros) y la angulación de la pared anterior de la cavidad glenoidea (medida en grados) en la CBCT, se encuentran detalladas a continuación:

Paciente N°	PD	PI	AD	AI
1	2,1	-	34,6	-
2	2,4	-	67,3	-
3	1,3	1,3	53,3	63
4	1,1	1,3	40,8	31,4
5	0,5	1,2	43,6	43,3
6	3,2	2,9	48,2	49
7	1,1	0,8	52,6	53,5
8	0,5	0,5	46,7	50,2
9	3,2	2,6	50,1	44,9
10	2,1	2,4	45,9	54,4
11	1,6	1,1	53,3	45,1
12	1,3	2,4	52,1	35,5
13	1,3	0,8	44,4	46,4
14	3,7	3,7	58,1	58,1
15	0,9	-	47,8	-
16	0,8	0,6	49	49,1
17	1,3	-	60,2	-
18	1,6	1,5	39,4	44,2
19	-	1,6	-	40,8
20	-	2,6	-	50,4
21	2,1	1,6	48,4	48
22	0,3	-	34,8	-
23	1,1	1,3	48,5	51,4
24	0	0,3	52,9	54,3
25	1,2	1,1	48,2	45,8
26	-	1,3	-	51,6
27	0,7	0,6	47,4	49,5
28	-	2,4	-	33,3
29	2,7	3,4	45,9	50,4
30	-	2,1	-	49,6
31	-	2,1	-	43,8
32	-	0,3	-	54
33	1,9	3,2	52,1	42,5
34	1,1	1,3	45,1	59,8

35	2	-	48,9	-
36	0,8	1,5	44,4	43,5
37	-	2,1	-	39,5
38	2,8	2,6	52,5	44,8
39	1	0	43,5	52,3
40	1,1	1,1	49,5	50,2
41	1,1	2,1	41	62,6
42	1,2	0,8	49,1	42,8
43	0	-	48,4	-
44	-	1,1	-	57,3
45	3,2	-	63,6	-
46	-	2,3	-	49,7
47	1,8	1,8	51,3	56,9
48	-	0,7	-	32,7
49	1,6	-	58,3	-
50	0,8	0,8	46,8	47,2
51	1,1	-	50,8	-
52	1,2	1,3	49,9	54,9
53	0	0	40,7	37,6
54	0,3	0,6	45,5	40,2
55	0,9	0,8	46,9	46
56	1,3	1,1	43,8	42,1
57	0,7	1,3	46	45,5
58	1,6	1,8	41,7	41,2
59	0,8	1	51,5	58,1
60	0,7	1,1	38,3	38,7
61	1,4	2,6	48,6	51,3
62	-	1,5	-	48,8
63	1,5	1,5	50,3	54,7
64	0	0	44,5	45,9
65	0,3	1	45	39,9
66	1,4	0,9	43,3	42,3
67	1,9	1,9	43,8	47,1
68	1,2	1,3	51,7	53,6
69	0,6	2,3	42,7	47,3
70	0,6	2,5	39,8	48,7
71	0,3	1,5	43,7	45,8
72	1	0	35,3	32,7
73	1	0	43,4	32
74	2,3	3,5	58,3	64,7
75	1,3	0,3	39,9	46,1
76	3,2	2,6	46,4	41,5
77	1,1	-	45,1	-

78	1,7	2,1	49,2	46,8
79	-	1	-	43,2
80	1,6	1,9	50,1	51,9
81	1,4	1,8	49,6	59,9
82	0,7	1	52,5	57,4
83	2,2	2,7	47,6	61
84	1,2	1,2	42,7	45,5
85	-	0,6	-	47,4
86	-	1,1	-	55,2
87	-	1,7	-	50
88	0,3	1	47,8	45,1
89	0	-	44,6	-
90	0,3	0,3	39,4	37,5
91	0,3	1,3	49	50,1
92	1,01	-	51,6	-
93	1,4	1,5	57,8	54,3
94	2,2	2,4	39,6	42,5
95	1	-	38,3	-
96	-	2,1	-	34,3
97	1,2	1	41,2	46,7
98	-	0,6	-	42
99	0,5	0,3	44,7	41,8
100	1	1,5	37,3	42,9
101	0	0,3	40,8	46,3
102	1,1	1,3	50,7	46,1
103	2,6	3,1	32,2	31,2
104	1,4	2,3	41,8	43
105	0,6	1,6	52,1	54,4
106	2	1,7	61	47,6
107	0,6	1,2	34,7	35,2
108	1,6	2	51,7	52,7
109	1,6	1,9	58,1	57,2
110	1,8	1,5	50,5	50,1