



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
SECCIÓN DE POSGRADO**

**DISCREPANCIAS EN LAS MEDICIONES CEFALOMÉTRICAS
ENTRE RADIOGRAFÍA LATERAL DIGITAL Y CEFALOGRAMA
VIRTUAL LATERAL DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE
HAZ CÓNICO EN PACIENTES DEL INSTITUTO DE
DIAGNÓSTICO MAXILOFACIAL**

**PRESENTADA POR
JESICA ROCIO CALLE MOROCHO**

ASESOR

CARLOS ALVA CUNEO

TESIS

**PARA OPTAR EL TÍTULO DE SEGUNDA ESPECIALIDAD EN RADIOLOGÍA
BUCAL Y MAXILOFACIAL**

LIMA – PERÚ

2018



**Reconocimiento - Compartir igual
CC BY-SA**

La autora permite a otros transformar (traducir, adaptar o compilar) esta obra incluso para propósitos comerciales, siempre que se reconozca la autoría y licencien las nuevas obras bajo idénticos términos.

<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>



USMP
UNIVERSIDAD DE
SAN MARTÍN DE PORRES

FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

SECCIÓN DE POSGRADO

TESIS:

**DISCREPANCIAS EN LAS MEDICIONES CEFALOMÉTRICAS
ENTRE RADIOGRAFÍA LATERAL DIGITAL Y CEFALOGRAMA
VIRTUAL LATERAL DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ
CÓNICO EN PACIENTES DEL INSTITUTO DE DIAGNÓSTICO
MAXILOFACIAL**

**PARA OPTAR EL TÍTULO DE SEGUNDA ESPECIALIDAD EN:
RADIOLOGÍA BUCAL Y MAXILOFACIAL**

PRESENTADA POR:

C.D. JESICA ROCIO CALLE MOROCHO

ASESOR:

C.D. ESP. CARLOS ALVA CUNEO

LIMA – PERÚ

2018

DEDICATORIA:

A mis padres Manuel y Rocío, mis hermanos Freddy, Jonathan y Víctor por el apoyo incondicional y las fuerzas que me han dado en este largo camino.

AGRADECIMIENTOS:

Al Dr. Rafael Morales y Dra. Janet Guevara por su ayuda con la parte estadística y la orientación brindada durante todo el proceso de desarrollo de la tesis.

Al Instituto de Diagnóstico Maxilofacial y su director Dr. Andrés Agurto Huerta por permitir el uso de la base de datos.

Al Dr. Sergio Samanamú Leandro por facilitar el uso del software y ayuda con el manejo.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
I. INTRODUCCIÓN	01
II. METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	24
1 Diseño Metodológico	24
2 Diseño Muestral	24
3 Técnicas de Recolección de Datos	25
4 Técnicas Estadísticas para el Procesamiento de la Información	29
5 Aspectos Éticos	29
III. RESULTADOS	30
IV. DISCUSIÓN	76
V. CONCLUSIONES	81
VI. RECOMENDACIONES	82
VII. FUENTES DE INFORMACIÓN	83
VIII. ANEXOS	93

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Radiografía lateral digital	26
Figura 2. Cefalograma virtual lateral de CBCT	27
Figura 3. SNA primera y segunda medición en radiografías laterales	32
Figura 4. SNB primera y segunda medición en radiografías laterales	32
Figura 5. ANB primera y segunda medición en radiografías laterales	33
Figura 6. SND primera y segunda medición en radiografías laterales	34
Figura 7. Angulo plano oclusal SN primera y segunda medición en radiografías laterales	34
Figura 8. Angulo plano mandibular SN primera y segunda medición en radiografías laterales	35
Figura 9. Angulo interincisivo primera y segunda medición en radiografías laterales	36
Figura 10. Angulo IS NA primera y segunda medición en radiografías laterales	36
Figura 11. Angulo II NB primera y segunda medición en radiografías laterales	37
Figura 12. Distancia SE primera y segunda medición en radiografías laterales	38
Figura 13. Distancia SL primera y segunda medición en radiografías laterales	38
Figura 14. Posición IS NA primera y segunda medición en radiografías laterales	39
Figura 15. Posición II NB primera y segunda medición en radiografías laterales	40
Figura 16. Pg a NB primera y segunda medición en radiografías laterales	40
Figura 17. SNA primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	44
Figura 18. SNB primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	44
Figura 19. ANB primera y segunda medición cefalogramas virtuales	45
Figura 20. SND primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	46
Figura 21. Angulo plano oclusal SN primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	47
Figura 22. Angulo plano mandibular SN primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	47
Figura 23. Angulo interincisivo primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	48
Figura 24. Angulo IS NA primera y segunda medición en cefalogramas	

virtuales	48
Figura 25. Angulo II NB primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	49
Figura 26. Distancia SE primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	50
Figura 27. Distancia SL primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	51
Figura 28. Posición IS NA primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	51
Figura 29. Posición II NB primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	52
Figura 30. Pg a NB primera y segunda medición en cefalogramas virtuales	53
Figura 31. SNA primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	54
Figura 32. SNB primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	55
Figura 33. ANB primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	56
Figura 34. SND primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	56
Figura 35. Angulo del plano oclusal SN primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	57
Figura 36. Angulo del plano mandibular SN primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	58
Figura 37. Angulo interincisivo primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	58
Figura 38. Angulo IS NA primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	59
Figura 39. Angulo II NB primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	60
Figura 40. Distancia SE primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	60
Figura 41. Distancia SL primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	61
Figura 42. Posición IS NA primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	62

Figura 43. Posición II NB primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	63
Figura 44. Distancia Pg a NB primera medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	63
Figura 45. SNA segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	65
Figura 46. SNB segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	66
Figura 47. ANB segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	66
Figura 48. SND segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	67
Figura 49. Angulo plano oclusal SN segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	68
Figura 50. Angulo plano mandibular SN segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	68
Figura 51. Angulo interincisivo segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	69
Figura 52. Angulo IS NA segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	70
Figura 53. Angulo II NB segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	70
Figura 54. Distancia SE segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	71
Figura 55. Distancia SL segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	72
Figura 56. Posición IS NA segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	72
Figura 57. Posición II NB segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	73
Figura 58. Distancia Pg a NB segunda medición entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales	74

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Coeficiente de correlación intraclase	25
Tabla 2. Medidas lineales y angulares del análisis cefalométrico de Steiner	28
Tabla 3. Promedio de medidas de la primera medición en radiografías laterales digitales	30
Tabla 4. Promedio de medidas de la segunda medición en radiografías laterales digitales	31
Tabla 5. Promedio de diferencias entre la primera y segunda medición en radiografías laterales digitales	41
Tabla 6. Promedio de medidas de la primera medición en cefalogramas virtuales laterales	42
Tabla 7. Promedio de medidas de la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales	43
Tabla 8. Promedio de diferencias entre la primera y segunda medición en cefalogramas virtuales laterales	53
Tabla 9. Promedio de diferencias entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual en la primera medición	64
Tabla 10. Promedio de diferencias entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral en la segunda medición	74
Tabla 11. Correlación no paramétrica de Spearman para radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de CBCT	75

TABLA DE ABREVIATURAS Y SIGNIFICADOS

ABREVIATURAS	SIGNIFICADOS
CBCT:	siglas en inglés de <i>Cone Beam Computed Tomography</i> o tomografía computarizada de haz cónico
3D:	tres dimensiones
2D:	dos dimensiones
RCL:	radiografía cefalométrica lateral
IS:	incisivo superior
N:	nasion
A:	punto A
B:	punto B
Me:	menton
Go:	gonion
Gn:	gnation
ENA:	espina nasal anterior
ENP:	espina nasal posterior
Ar:	articulare
Ba:	basion
FMA:	siglas en inglés de <i>Frankfort Mandibular Angle</i> o ángulo mandibular de Frankfort
IMPA:	siglas en inglés de <i>Incisor Mandibular Plane Angle</i> o ángulo del plano mandibular incisal
CCI:	coeficiente de correlación intraclase
CLD:	cefalogramas laterales digitales
Pg:	pogonion
NPerp:	línea perpendicular al plano de Frankfort pasando por el punto N
Pt:	punto pterigoideo
LS:	labio superior
LI:	labio inferior
GI':	glabella en tejidos blandos
SLs:	subnasal
Pg':	pogonion en tejidos blandos
TM:	trazado manual
CL:	cefalograma lateral
Oclu:	plano oclusal
PMS:	plano medio sagital
Sm:	supramental
TCMD:	tomografía computarizada multidetector
FOV:	siglas en inglés de <i>field of view</i> o campo de visión
C1:	es el punto más prominente del contorno posterior del cóndilo de la mandíbula
mSv:	milisieverts
JPGE:	siglas en inglés de <i>Joint Photographic Experts Group</i> o Grupo Conjunto de Expertos en Fotografía
PDF:	siglas en inglés de <i>Portable Document Format</i> o formato de documento portátil

RESUMEN

Objetivos: Determinar las discrepancias de las mediciones cefalométricas realizadas con radiografía lateral digital y cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico.

Materiales y métodos: Se analizaron radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales obtenidos a partir de tomografía computarizada de haz cónico de 40 pacientes atendidos en el Instituto de Diagnóstico Maxilofacial. Un examinador previamente calibrado realizó dos mediciones con un intervalo de 15 días utilizando el análisis de Steiner y el software NemoCeph, se evaluó la diferencia entre las mediciones obtenidas para determinar si era o no significativa.

Resultados: Para las radiografías laterales digitales la diferencia varió entre, 0.00° - 0.45° y 0.01 mm – 0.16 mm, con significancia estadística para la distancia Pg a NB para los cefalogramas virtuales laterales entre 0.03° - 0.73° y 0.01 mm – 0.43 mm, con significancia estadística para la distancia SE. La comparación entre los dos tipos de imagen en la primera medición mostró una diferencia de 0.08° - 1.15° y 0.00 mm – 1.43 mm con significancia estadística para 4 medidas angulares y 1 lineal. La comparación entre los dos tipos de imagen en la segunda medición mostró una diferencia de 0.13° - 1° y 0.02 mm – 1.32 mm con diferencia estadísticamente significativa para 3 medidas angulares y 2 lineales.

Conclusiones: La diferencia entre los dos tipos de imagen es mínima; los métodos evaluados se pueden usar con eficacia.

ABSTRACT

Objectives: To determine the discrepancies of the cephalometric measurements made with digital lateral radiography and lateral virtual cephalograms of cone beam computed tomography.

Materials and methods: Digital lateral radiographs and virtual cephalograms obtained from cone beam computed tomography of 40 patients seen at the Maxillofacial Diagnostic Institute were analyzed. A previously calibrated examiner made two measurements with an interval of 15 days using the analysis of Steiner and the NemoCeph software, the difference between the obtained measurements was evaluated to determine if it was significant or not.

Results: For digital lateral radiographs, the difference varied between 0.03 ° - 0.73 ° and 0.01 mm - 0.43 mm, with statistical significance for the distance SE, for the lateral virtual cephalograms between 0.00 ° - 0.45 ° and 0.01 mm - 0.16 mm, with statistical significance for distance Pg to NB. The comparison between the two types of image in the first measurement showed a difference of 0.08 ° - 1.15 ° and 0.00 mm - 1.43 mm with statistical significance for 4 angular measurements and 1 linear. The comparison between the two types of image in the second measurement showed a difference of 0.13 ° - 1 ° and 0.02 mm - 1.32 mm with a statistically significant difference for 3 angular and 2 linear measurements.

Conclusions: The difference between the two types of image is minimal; The methods evaluated can be used effectively.

I. INTRODUCCIÓN

La cefalometría es considerada una herramienta esencial en el diagnóstico, la planificación, la evaluación del crecimiento y desarrollo craneofacial¹⁻⁵, es así que, parte de la documentación ortodóncica incluye la obtención de cefalogramas laterales⁶⁻⁸. El tipo de imagen ideal para el estudio cefalométrico no se ha definido todavía⁸. Métodos de imagen comúnmente utilizados, como la radiografía cefalométrica lateral, a pesar de su amplio uso en ortodoncia, está sujeta a errores, básicamente de dos tipos: errores de proyección y errores de identificación⁴ que incluyen la dificultad para identificar puntos de referencia o anatómicos; principalmente por la superposición de estructuras, distorsión y ampliación^{3,9-16}, al hacer mediciones trazadas a mano¹⁷ y la gran cantidad de tiempo consumido para las evaluaciones¹⁸. Nuevos tipos de imagen obtenidos a partir de exploraciones de tomografía computarizada de haz cónico (TCHC o CBCT por sus siglas en inglés *Cone Beam Computed Tomography*) están surgiendo como alternativa a la radiografía cefalométrica lateral convencional, sin embargo, es necesario validar las imágenes generadas a partir de estos exámenes para proporcionar comparaciones; es decir, se deben realizar más estudios que permitan comparar las imágenes convencionales con aquellas nuevas como el cefalograma lateral obtenido a partir de CBCT, caso contrario estos nuevos métodos no pueden ser utilizados para evaluar terapias de ortodoncia⁸.

Autores como Chen YJ.¹⁹, Kusnoto B.²⁰ y Naoumova J.²¹ han comparado la eficacia de los programas que realizan evaluaciones de cefalogramas digitalizadas con los de los métodos de rastreo manual, y concluyeron que el método digital puede hacer mediciones lineales y angulares de manera eficiente. Estos resultados, sin embargo, no son unánimes en la literatura^{22,23}. Para minimizar este tipo de errores de diferentes magnitudes, se buscan métodos que los reduzcan al mínimo, para ello están surgiendo nuevas tecnologías, con el objetivo de mejorar la calidad de dichas evaluaciones⁸, tecnologías tanto para la obtención de la imagen como para el análisis de la misma.

Puesto que el cambio a métodos digitales es eminente²⁴, los profesionales deben ser preparados, para que la transición se lleve a cabo en la forma más segura posible⁸.

Lo que nos lleva a plantearnos la siguiente pregunta ¿Por qué esta magnífica tecnología científica, que ahorra trabajo y nos hace la vida más fácil, nos aporta tan poca felicidad? La respuesta es ésta, simplemente: porque aún no hemos aprendido a usarla con tino, Albert Einstein (1879-1955), por ello antes de adoptar nuevos métodos en la investigación científica, su eficacia se debe probar. La comparación de los exámenes que utilizan imágenes digitales y los obtenidos de las exploraciones de CBCT es fundamental, con el fin de lograr una transición de métodos bidimensional a tridimensionales⁸, que probablemente proporcionen estimaciones libres de sesgos y más cercanas a la realidad.

Antes de establecer el CBCT como enfoque común en el diagnóstico ortodóntico, su fiabilidad se debe evaluar.

Formulación del Problema

¿Existen discrepancias en las mediciones cefalométricas entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de tomografía computarizada de haz cónico en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial?

Objetivos de la Investigación

Objetivo general

- Determinar las discrepancias de las mediciones cefalométricas realizadas con radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de tomografía computarizada de haz cónico en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial.

Objetivos específicos

- Identificar los puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner en radiografías laterales digitales mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph.
- Identificar los puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner en cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph.
- Cuantificar las discrepancias entre los valores angulares y lineales del análisis cefalométrico de Steiner obtenidos en radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph.

Justificación de la Investigación

Importancia de la investigación

La presente investigación se realizó debido a que el análisis cefalométrico a partir de un formato lateral de CBCT (3D) está emergiendo, por tanto, su validez y la fiabilidad se debe probar para la planificación del tratamiento de ortodoncia.

La importancia de probar diferentes metodologías disponibles para realizar análisis cefalométricos debe señalarse. Estos estudios ofrecen excelentes resultados durante la inevitable transición de analógico a registros digitales.

Es un estudio original, avalará los sistemas y equipos radiográficos con los que cuenta la Clínica de Odontología de la Universidad de San Martín de Porres. Además, será un estudio base para futuras investigaciones cefalométricas donde se pueda determinar la sensibilidad y especificidad del análisis cefalométrico.

Viabilidad de la investigación

Este estudio es viable debido a la existencia de base de datos con información válida para el estudio, personal capacitado en el manejo del software y permisos necesarios por parte de la institución para realizarlo dentro de la facultad.

Existen técnicas estadísticas para determinar las discrepancias.

Limitaciones del Estudio

No hay limitaciones para el desarrollo del estudio.

Antecedentes de la investigación

Antecedentes específicos

WEN J. et al. (2017), compararon radiografías cefalométricas laterales (RCL) 2D, cefalogramas 2D generados a partir de CBCT y escaneos 3D de CBCT para evaluar las mediciones cefalométricas angulares y lineales y para determinar si la clasificación de los pacientes de acuerdo con los análisis cefalométricos verticales basados en cefalogramas 2D se puede extrapolar a cefalometría 3D en CBCT, en 60 pacientes se evaluaron 11 medidas angulares y 11 lineales, para las mediciones 2D se utilizó el software e Dolphin Imaging 11.8, para los análisis en 3D se utilizó el software SimPlant Imaging; lo que dio como resultado que existieron diferencias significativas entre los cefalogramas bidimensionales (RCL y renderizado de CBCT) y el 3D del CBCT en 2 mediciones angulares (IS-NA e II-NB) y 5 mediciones lineales (NMe/ SGo, Co-A, Co-Gn, Go-Me y ENA-ENP). Estos valores de medición con diferencias significativas generalmente fueron mayores (aproximadamente 5 ° para mediciones angulares y 10 mm para mediciones lineales) en escaneos 3D de CBCT que en los cefalogramas 2D. No se encontraron diferencias significativas entre los 2 cefalogramas 2D. No se encontraron diferencias significativas entre las 3 modalidades de imágenes para los análisis cefalométricos verticales²⁵.

AKSOY S. et al. (2016), compararon la confiabilidad de las mediciones lineales y angulares realizadas en imágenes cefalométricas 2D y en cefalogramas generados por CBCT derivados de varios programas de renderizado en imágenes de 15 pacientes. Vista Dent OC para imágenes en 2D, In vivo 5.1.2, Maxilim® y Romexis se usaron para generar cefalogramas a partir de las exploraciones de CBCT. En total, se identificaron 18 mediciones (11 lineales, 7 angulares) por un observador quien realizó dos mediciones. Los exámenes intraobservadores variaron de 0.428 a 0.998 mostrando varios CCI no confiables, lo que indica una mala reproducibilidad para Co-Gn, Go-Me, ENA-Me, Wits para todos los 2D y 3D. Los CCI para mediciones de Vista Dent OC (2D) indicaron alta reproducibilidad. Se encontró que los cefalogramas generados en 2D y 3D de varios programas de renderización eran similares; sin embargo, las mediciones en superficies curvas no son fácilmente reproducibles para el software 3D²⁶.

HARIHARAN A. et al. (2016), compararon cefalogramas laterales 2D digitales e imágenes totales y medias de cráneo obtenidas con CBCT para evaluar la precisión y reproducibilidad de las mediciones cefalométricas en 30 pacientes, 3 observadores trazaron un total de 23 puntos de referencia obteniendo 14 medidas angulares: SNA, SNB, ANB, IS-NA, IS-SN, NAPg, SNAr, SArGo, ArGoMe, ArGoN, MeGoN, BaSN, FMA, IMPA y 9 lineales: Co-Gn, Go-Me, S-N, ENA-Me, Ar-Go, S-Ar, N-Me, N-ENA, S-Go. El CCI para en cráneo total en CBCT fue de 0,76, para el semicráneo de CBCT fue de 0,79 y para los cefalogramas digitales fue de 0,80. La confiabilidad para el cráneo total de CBCT fue menor en comparación con el semicráneo CBCT y los cefalogramas digitales, pero más para las mediciones sagitales medias. Los cefalogramas digitales mostraron la mayor variación con las mediciones del plano mandibular en comparación con CBCT. Hubo un alto nivel de significancia entre los grupos, así como dentro de cada grupo, para mediciones lineales y angulares. Las únicas mediciones lineales no significativas fueron N-Me y ENA-Me, lo que demostró una vez más que había una buena concordancia entre los observadores, así como las modalidades para los puntos de referencia y las mediciones medianas sagitales. 5 mediciones angulares no mostraron ningún nivel de significancia entre los observadores (FMA, IMPA, NAPg, ABN y SNA). Las imágenes 2D generadas por CBCT, como el medio cráneo, eran competentes en la realización de análisis cefalométrico²⁷.

CASSETTA M. et al. (2015), evaluaron la fiabilidad intraobservador e interobservador de las mediciones lineales y angulares realizadas en imágenes cefalométricas convencionales 2D y cefalogramas generados por CBCT y para evaluar si existe una diferencia estadísticamente significativa entre los 2 métodos de medición en imágenes de 24 pacientes se trazaron 9 medidas angulares y 8 lineales por 2 observadores. Para el análisis en las radiografías cefalométricas digitales convencionales se usó el software OrisCeph; para los cefalogramas generados por CBCT se usó el software SimPlant 3D. En cuanto a la fiabilidad intra e interobservador, los datos mostraron una correlación estadísticamente significativa entre todas las mediciones bidimensionales y tridimensionales; solo el ángulo del interincisal, en la fiabilidad intraobservador de las mediciones cefalométricas tridimensionales, y el ángulo IMPA, en la fiabilidad intraobservador de las mediciones cefalométricas bidimensionales, no mostraron

una correlación estadísticamente significativa. Las medidas lineales y angulares en ambas técnicas no fueron estadísticamente diferentes²⁸.

SHOKRI A. et al. (2014), evaluaron la precisión de medidas lineales basada en cefalogramas laterales digitales (CLD) y en cefalogramas laterales obtenidos a partir de CBCT en 6 cráneos secos, dos observadores registraron las medidas S-N, Me-N, ENA-N, ENA-ENP y Pg-Go mediante el software Dolphin Imaging 11 el resultado mostró que, para todas medidas, los valores derivados de CBCT no difirieron de las dimensiones reales del cráneo seco (estándar de oro). En CLD, para las medidas S-N, Me-N, ENA-N y Pg-Go, las mediciones fueron significativamente más altas que las mediciones reales, pero los valores ENA-ENP no difirieron de las mediciones reales; por lo tanto los resultados mostraron que los valores obtenidos en las imágenes CBCT están mucho más cerca de la distancia real, por lo tanto, sería preciso que el diagnóstico de ortodoncia y la planificación del tratamiento se basen en exploraciones de CBCT en lugar de cefalogramas convencionales, especialmente cuando las decisiones a tomar dependen de mediciones lineales precisas, como la cirugía ortognática²⁹.

NAVARRO RL. et al. (2013), compararon la fiabilidad de tres diferentes métodos de análisis cefalométricos, trazado manual, cefalogramas laterales digitalizadas y cefalogramas laterales de CBCT en 50 pacientes. Los cefalogramas se digitalizaron e introdujeron al programa Dolphin Imaging 11. Se utilizaron veinte mediciones de análisis: SNA, A-NPerp, Co-A, Co-Gn, SNB, Pg-NPerp, Pg-NB ANB, ENA-Me, FMA, BaN/PtGn, SN/Plano oclusal, IMPA, II-NB, IS-NA, IS.NA, II.NB, LS-E, LI-E, GI'-SLs-Pg'. Se realizó una repetición más 30 días después de la primera evaluación. Los resultados obtenidos mostraron un error sistemático de 7 de las variables en el trazado manual (TM) y 6 variables en el cefalograma lateral digital (CLD). La gama de errores casuales para el TM varió de 0,63 a la 2,38 y 0,52 a 3,00 para el CLD, con la mayor parte de las variables por debajo de 2^o o 2 mm. No se detectaron errores sistemáticos para el cefalograma lateral de CBCT (CL-CBCT), y la gama de errores casuales variaron de 0,27 a la 0,91. Las mediciones de la CL-CBCT no mostraron diferencias significativas entre la primera y segunda observación, dando de este modo los trazados más fiables⁸.

DA SILVA MB. et al. (2013), compararon las mediciones angulares y lineales generadas en las radiografías cefalométricas digitales y los cefalogramas sintetizados a partir de imágenes 3D en 26 pacientes utilizando el software Dolphin Imaging V.10.5, fue un solo observador quien marco los puntos y repitió el procedimiento con un intervalo de 10 diez días, se evaluaron 13 medidas cefalométricas 9 angulares: SNA, SNB, ANB, FMA, Oclu.SN, GonGn.Sn, IMPA, 1.SN, Y axis y 4 lineales: Labio superior-Línea E, Labio inferior-Línea E, 1-NA, 1-NB, lo que dio como resultado que los valores obtenidos se compararon con el CCI y estuvieron entre 0,969 y 0,999 es decir alta confiabilidad. Las mediciones angulares GoGn.SN e IMPA, que involucraron Go y las medidas lineales que involucraron los labios presentaron una diferencia significativa. Las otras medidas presentaron una buena correlación; por lo tanto, las mediciones en los cefalogramas sintetizados demostraron ser confiables³⁰.

Antecedentes generales

LEMIEUX G. et al. (2016), identificaron y evaluaron la exactitud y precisión (confiabilidades intra e interobservador) de 7 puntos de referencia anatómicos: N, agujero infraorbitario, ENA, A, agujero incisivo, agujero mentoniano, llingula para su uso en superposiciones tridimensionales maxilares y mandibulares regionales, 3 examinadores ubicaron los puntos 3 veces a intervalos de 1 semana, el resultado mostró que los forámenes mentales bilaterales, los agujeros infraorbitales bilaterales, ENA, el canal incisivo y N mostraron la mayor exactitud y precisión tanto en la confiabilidad intra como interexaminador. Punto A y llingula bilateral tenían la exactitud y precisión más bajas en las confiabilidades intra e interexaminador. Por lo tanto, los primeros puntos se pueden utilizar en el análisis 3D de imágenes CBCT a diferencia de los dos últimos los cuales no se deberían utilizar³¹.

PITTAYAPAT P. et al. (2015), evaluaron la precisión de las mediciones lineales en tres modalidades de imagen: cefalogramas laterales de una maquina cefalométrica con una distancia desde la fuente de rayos x al plano medio sagital (PMS) de 3mm, de una maquina con una distancia al PMS de 1,5 m y modelos 3D de CBCT en 21 cráneos humanos secos, 13 mediciones lineales: N-SNA, N-A, N-B, N-Me, SNA-Me, SNA-ENP, Ba-ENP, SmN-Go, Go-Co, Go-Me (las tres últimas del lado derecho e izquierdo), se realizaron dos veces por dos observadores, el estándar de oro

fueron las mediciones directas en los cráneos, se utilizó el software OnDemand 3D para el análisis. Las mediciones 3D mostraron diferencias estadísticamente significativas del estándar de oro para N-A y SmN-Go izquierda. Se encontró una diferencia estadísticamente significativa de la medición de N-A para el grupo de PMS de 1.5 m. Para el cefalograma lateral con 3 m PMS, se observaron diferencias estadísticamente significativas para las mediciones N-A, N-B, N-Me, Go-Me derecha, Go-Me izquierda y Go-Co izquierda. El acuerdo intra e inter observador basado en mediciones 3D fue ligeramente mejor que otros³.

NEIVA MB. et al. (2015), evaluaron la fiabilidad de la identificación de puntos cefalométricos 3D en CBCT utilizando dos técnicas de visualización diferentes: en reconstrucciones 3D y en vistas multiplanares en 12 imágenes, 3 observadores que repitieron 3 veces la identificación de 30 puntos de referencia con intervalo de 1 semana, obtuvieron los valores de las coordenadas X, Y y Z de cada punto y se calculó el CCI, en el resultado el CCI de la visualización 3D se calificó > 0.90 en 67.76% y 45.56%, y ≤ 0.45 en 13.33% y 14.46% de las evaluaciones intraobservador e interobservador, respectivamente. El CCI de la visualización multiplanar fue calificado > 0.90 en 82.16% y 78.56% y ≤ 0.45 en solo 16.7% y 8.33% de las evaluaciones intraobservador e interobservador, respectivamente. Por lo tanto, la frecuencia de valores altamente confiables fue mayor para reconstrucciones multiplanar que 3D. En general, se encontró una menor fiabilidad para los puntos del cóndilo y una mayor fiabilidad para los del plano medio sagital. Dependiendo de la región anatómica, el observador debe elegir el tipo de visualización más confiable³².

PARK C-S. et al. (2012), evaluaron si los cefalogramas sintetizados por CBCT podrían proporcionar la misma medida que los cefalogramas convencionales y encontrar un método para obtener valores normativos para las evaluaciones. La población fue de 10 adultos con oclusiones normales y caras bien equilibradas, 21 mediciones angulares y 12 lineales se realizaron usando el software de formación de imágenes V-ceph. Las diferencias entre las mediciones lineales en los tipos de imagen no fueron estadísticamente diferentes, excepto para la distancia del plano IS al plano facial, así como las diferencias entre las mediciones angulares no fueron estadísticamente diferentes con la excepción del ángulo gonial, la diferencia ANB y la convexidad facial. Las normas cefalométricas bidimensionales podrían usarse

fácilmente para la evaluación cuantitativa en 3D, si se corrige la distorsión del cefalograma lateral³³.

OZ U. et al. (2011), compararon las mediciones lineales y angulares en imágenes cefalométricas 2D y en cefalogramas de CBCT derivados de un programa de renderizado volumétrico 3D en 11 pacientes, la identificación y medición de puntos de referencia fueron realizados por dos observadores, se registraron 11 medidas lineales: Co-Gn, Ar-Go, Go-Me, S-N, ANS-Me, N-ENA, N-Me, S-Go, WITS, *Overjet*, *Overbite* y 7 angulares: SNA, SNB, ANB, SNGoGn, NSBa, NSAr, ArGoMe cada observador realizó el análisis dos veces con un intervalo de 2 semanas. Para el análisis de los cefalogramas 2D se usó el método manual y el software Vista Dent OC, se usó el software Maxilim® para generar los cefalogramas del conjunto de datos en el CBCT. Los resultados no demostraron una diferencia estadísticamente significativa entre los análisis interobservadores para los cefalogramas generados por CBCT, excepto Go-Me y Co-Gn. Los exámenes intraobservadores mostraron un CCI bajo, lo que fue una indicación de mala reproducibilidad para Go-Me y SN en los cefalogramas generados por CBCT y mala reproducibilidad para Ar-Go en el método de trazado de a mano en 2D. No se encontró significación estadística para las mediciones de Vista Dent OC. Como conclusión se encontró que las mediciones de cefalogramas CBCT *in vivo* del software Maxilim® eran similares a las imágenes convencionales³⁴.

ZAMORA N. et al. (2011), evaluaron si los valores de diferentes mediciones tomadas en reconstrucciones 3D de CBCT son comparables con los obtenidos en imágenes 2D de radiografías cefalométricas laterales convencionales (RCL) y examinar si hay diferencias entre los diferentes tipos de software CBCT al tomar esas medidas en 8 pacientes, las reconstrucciones 3D de cada paciente en el CBCT se evaluaron utilizando dos paquetes de software diferentes, NemoCeph 3D e InVivo5. Un observador tomó 10 medidas angulares y 3 lineales en cada uno de los tres tipos de registro en dos ocasiones diferentes, lo que dio como resultado que, la fiabilidad intraobservador fue alta, excepto para el plano mandibular y el cono facial (en RCL), la distancia N-Ans (usando NemoCeph 3D) y el cono facial y la distancia ENA-Me (usando InVivo5). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas para las mediciones angulares y lineales entre los RCL y los CBCT para cualquier medición, y los niveles de correlación fueron altos

para todas las mediciones, por lo tanto, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones angulares y lineales tomadas con RCL y las tomadas con el CBCT. Tampoco hubo diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones angulares o lineales utilizando los dos paquetes de software CBCT³⁵.

Bases Teóricas

RADIOGRAFÍA LATERAL DEL CRÁNEO (RADIOGRAFÍA CEFALOMÉTRICA LATERAL)

Todas las radiografías cefalométricas, incluyendo la proyección lateral son tomadas con un cefalostato con el fin de mantener una relación constante entre la cabeza, el receptor de imagen y el haz de rayos X³⁶⁻³⁹. Para la obtención de la radiografía, el receptor de imagen es posicionado paralelo al plano medio sagital del paciente³⁷⁻³⁹. El sitio de interés se coloca hacia el receptor de imagen para minimizar la distorsión, generalmente el equipo incluye un filtro de cuña sobre el lado anterior del haz en el cabezal del tubo, eso absorberá parte de la radiación y permite la visualización de los tejidos blandos³⁷⁻³⁹. Debido a que los rayos X provienen de una fuente con un patrón divergente, hay una variación en la cantidad de aumento del objeto en cualquier radiografía². Para minimizar el efecto de magnificación en las radiografías cefalométricas laterales, se debe aumentar la distancia entre la fuente de rayos X y el objeto a radiografiar^{2,38,40} para aprovechar el haz central que es más plano, y, también disminuir la distancia entre el objeto y la película radiográfica. Se recomienda una distancia de 152,4 cm. entre la fuente de rayos X y el plano sagital, el haz central se dirige hacia el conducto auditivo externo, perpendicular al plano medio sagital del paciente y al plano del receptor de imagen^{2,26,37,38}.

En la imagen resultante una superposición exacta de los lados derecho e izquierdo es imposible porque las estructuras cercanas al receptor de imagen tienen una magnificación menor que aquellas situadas lejos de dicho receptor³⁷.

Estructuras ubicadas fuera del plano sagital están más sujetas a distorsión que aquellas cercanas al plano medio sagital^{4,37,38} por ejemplo proceso clinideo y cornetes inferiores deberían estar casi superpuestos^{4,37,42}.

Generalmente una radiografía cefalométrica lateral es obtenida para evaluar la relación de las estructuras faciales y orales para fines de diagnóstico y tratamiento en ortodoncia, sin embargo, es aún una radiografía lateral de cráneo con valiosa información diagnóstica de la anatomía de la cabeza y cuello; por lo tanto, se debería evaluar primero, posibles patologías o variantes anatómicas que podrían simular enfermedades; pues esta imagen no se limita únicamente al análisis cefalométrico³⁷.

Convencionalmente, el análisis cefalométrico se realiza en proyecciones geométricas de una radiografía en 2D, en la cuales se identifican los puntos anatómicos óseos, dentales y de tejidos blandos para formar líneas, planos, ángulos y distancias, cuyas medidas permiten clasificar la morfología craneofacial de cada paciente³⁷; sin embargo, estas proyecciones presentan dificultades como:

- **Distorsión:** se produce debido a aumentos desiguales entre diferentes planos³⁶. En la obtención de radiografías cefalométricas laterales, como se mencionó anteriormente, el cefalostato permite que el plano medio sagital del paciente permanezca paralelo al receptor de imagen y perpendicular a los haces de rayos X; sin embargo, rotaciones horizontales de la cabeza causan cambios en la alineación entre el haz y el objeto, causando distorsiones en la imagen, como lo es una duplicación errónea de una estructura o área particular, lo que causa imprecisiones en el análisis de las superposiciones que podrían realizarse⁴³; aunque muchos puntos de referencia utilizados en el análisis cefalométrico se encuentran en el plano medio sagital y no son propensos a los errores de superposición, otros puntos de referencia con diferentes estructuras paramedial, se ven afectados por la distorsión debido a sus ubicaciones en diferentes campos de profundidad^{26,41}.

- **Magnificación:** se define como la amplificación del tamaño real del objeto, se produce porque los haces de rayos X se originan de una fuente que no es paralela a todos los puntos del objeto examinado^{36,41,43,44}. Para reducir la magnificación en las radiografías cefalométricas laterales, se debe aumentar la distancia entre la fuente de rayos X y el objeto que se va a radiografiar para aprovechar el haz central, que es más plano, y también disminuir la distancia entre el objeto y el receptor de imagen⁴⁵⁻⁴⁸.

Este tipo de dificultades puede conducir a errores en el análisis cefalométrico, lo que implica identificación inexacta, inconsistente e imprecisa de los puntos de referencia anatómicos que puede conducir a diagnósticos y planes de tratamiento erróneos^{30,41,49}.

RADIOGRAFÍA CEFALOMÉTRICA LATERAL DIGITAL

El término digital, en imagen digital se refiere al formato numérico del contenido de la imagen. Una imagen digital se compone de una gran colección de píxeles individuales organizados en una matriz de filas y columnas, cada píxel tiene una fila y columna de coordenadas que identifica de forma exclusiva su ubicación en la matriz. Para que el clínico pueda ver la imagen, el ordenador organiza los píxeles en sus lugares asignados y muestra un tono de gris que se corresponde con el número que se asignó durante el paso de cuantificación^{37,38}.

La luz que llega al sensor se convierte en datos analógicos, pero para que podamos visualizar la imagen se necesita transformar estos datos a sistema binario³⁷.

Receptores de imagen digitales abarcan numerosas tecnologías diferentes y vienen en muchos tamaños y formas, entre ellas dos tecnologías principales: la tecnología de estado sólido y la tecnología de fósforo foto estimulable^{37,38,50}.

Tecnología de estado sólido o directa: Pueden ser de dos tipos, los dispositivos de carga acoplada (CCD por su nombre en inglés *charge-coupled device*) y los semiconductores complementarios de oxido metálico (CMOS por su nombre en inglés *complementary metal oxide semiconductors*), estos detectores tienen en ciertas propiedades físicas comunes y la capacidad de generar una imagen digital en el ordenador sin ningún otro dispositivo externo tras la exposición a los rayos X, el propio sistema realiza automáticamente el proceso informático y la obtención de la imagen³⁷. Durante la exposición, el haz de rayos X y el sensor se mueven al mismo tiempo para explorar al paciente, la imagen final tarda unos segundos en crearse. Para garantizar que el haz de rayos X tiene la misma forma que la matriz del CCD o CMOS en el sensor y que están exactamente alineados, el haz debe atravesar un colimador secundario, que también se mueve durante la exposición³⁸.

Tecnología de fosforo estimulable o indirecta: consiste en una placa recubierta de fósforo que absorbe y almacena energía de los rayos X (imagen latente) y libera

esta energía en forma de luz cuando son estimuladas por otra luz cuya longitud de onda es apropiada^{36,37}. Básicamente la imagen latente se convierte en una imagen digital mediante un dispositivo de exploración a través de simulación por la luz láser³⁸.

TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO EN ORTODONCIA

La tomografía computarizada de haz cónico es una tecnología inicialmente desarrollada para angiografías en 1982³⁷ y subsecuentemente aplicada en imagenología maxilofacial. A partir de 1990 comenzó a ser posible la fabricación de sistemas clínicos que eran más pequeños y baratos. Fue introducida en odontología en 1998 en Europa⁵¹ y aprobada para su uso en los EE.UU. en 2001⁵², desde entonces su aplicación clínica ha sido generalizada junto a un importante desarrollo tecnológico, con resultados más rápidos e imágenes de mayor resolución⁴².

Una evaluación temprana del posible impacto de CBCT en odontología, y básicamente en ortodoncia se debatió por primera vez en el simposio "*Craniofacial Imaging in the 21st Century*", llevado a cabo en el 2002 en *Pacific Grove, CA*⁵³. A partir de entonces, la tecnología de CBCT ha experimentado una evolución rápida, impulsada en gran medida por las exigencias de cada especialidad para obtener imágenes tridimensionales (3D) exactas, reproducibles y seguras⁵⁴.

Un equipo de CBCT emplea una fuente de rayos x (el haz en forma de cono) y un detector especial, generalmente un *flat panel* o un intensificador de imagen. El proceso de formación de imagen se divide en 3 etapas:

Adquisición de datos: dependiendo de la unidad, el sujeto debe estar sentado, de pie o en posición supina; el paciente es posicionado dentro de la unidad y su cabeza asegurada, el equipo gira alrededor del paciente aproximadamente de 10 a 40 segundos⁵⁰; durante la rotación cada conjunto de imágenes de proyección se obtiene mediante la captura secuencial del haz de rayos X por el detector. La generación de rayos X puede ser continua o pulsátil para que coincida con la activación del detector, se prefiere esta última, pues el tiempo de exposición real es hasta un 50% menor que el tiempo de escaneo, con lo que se reduce la dosis de radiación al paciente. Debemos considerar además el principio de optimización de

la dosis necesarios para una exploración de CBCT, en la que los factores de exposición deben ser ajustados de acuerdo a cada paciente³⁷.

Reconstrucción primaria: la información de todo el escaneo se recopila en un ordenador, es necesario procesar esta información para crear un conjunto de datos volumétricos³⁷. El ordenador divide el volumen en pequeños cubos isótropos o vóxeles y calcula la absorción de rayos X en cada vóxel. Al igual que con los píxeles en imágenes digitales bidimensionales, a cada vóxel se le asigna un tono desde la escala de grises, desde el negro al blanco. Normalmente, un escaneo contiene más de 100 millones de vóxeles^{37,50}.

Reconstrucción secundaria o multiplanar: Conocida también como MPR (siglas en inglés de *multiplanar reformation*), debido a la naturaleza isotrópica de la adquisición (el vóxel obtenido por el CBCT es isotrópico, es decir es igual en las tres dimensiones), el ordenador permite al operador visualizar un conjunto de imágenes en los tres planos ortogonales anatómicos (planos axial, sagital y coronal) en el monitor que, luego pueden desplazarse en tiempo real. Al seleccionar y mover el cursor en una imagen, automáticamente se desplaza o se reorienta en el plano seleccionado sin distorsionarla. Esta reconstrucción incluye reformaciones lineales oblicuas, curvas planas y transaxiales dentro del conjunto de datos volumétricos, para uso clínico. Es posible también reconstruir o sintetizar imágenes cefalométricas laterales y con el software apropiado se puede obtener las denominadas imágenes renderizadas en volumen o renderizadas en superficie^{37,50}.

La introducción de sistemas modernos de CBCT para regiones orales y maxilofaciales proporcionan una herramienta útil para el diagnóstico en ortodoncia. Esta tecnología elimina los errores de las radiografías convencionales (magnificación, distorsión y errores en la posición de la cabeza del paciente) y los inconvenientes que la tomografía computarizada multidetector presentó (altos costos, dosis altas de radiación)⁵⁵⁻⁵⁸. Como cualquier nueva tecnología, el CBCT tuvo que ser puesto a prueba para demostrar su valor; esto en ortodoncia, implicaba que los clínicos debían identificar de manera confiable y precisa puntos anatómicos de referencia los cuales finalmente generaran líneas, planos, ángulos y distancias para obtener un análisis cefalométrico. El no cumplimiento de esto haría inútil el uso de esta tecnología en ortodoncia¹¹.

Kapila SD. y Nervina JM. indican que la creciente demanda en la utilización de CBCT con fines de ortodoncia, se está dando gracias a pruebas de investigación, informes de casos publicados o las diferentes necesidades en casos particulares que van desde dientes retenidos hasta la morfología de la articulación temporomandibular (ATM); estos estudios muestran también que CBCT proporciona información clínicamente relevante y nuevos datos de investigación. Así mismo la evidencia científica muestra que la utilización de CBCT puede incluso llegar a alterar el diagnóstico lo cual podría mejorar los planes de tratamiento y por ende los resultados⁵⁴.

Varios estudios indican que las imágenes CBCT son mejores que las convencionales cefalogramas laterales 2D^{35,59-66}, cefalogramas posterior-anterior⁶⁷ y las radiografías panorámicas⁶⁸ en la identificación de puntos anatómicos y precisión de la medición. Sin embargo, otros no validan la superioridad de la imagen de CBCT sobre cefalograma lateral 2D^{35,69,70}.

CBCT supera las fuentes de error en las radiografías convencionales 2D: resolución relativamente baja, magnificación, distorsión de la imagen y superposición de estructuras⁷¹. CBCT permite representar en una proporción 1:1^{41,72,73} la verdadera morfología tridimensional de las estructuras esqueléticas del cráneo, (a diferencia de la radiografía cefalométrica convencional, cuya ampliación puede variar de 4,6% a 7,2%)⁷⁴ permitiendo mediciones precisas y haciendo posibles simulaciones de procedimientos quirúrgicos y ortodónticos. Además, se supone que el costo beneficio de la exploración CBCT es superior a la combinación de varias imágenes radiográficas 2D con respecto a la información intrínseca, dosis de radiación y costos⁷². La sustitución de las radiografías convencionales con tecnología 3D parece ser una tendencia inevitable.

En el 18% de los programas de residencia de posgrado de ortodoncia en los Estados Unidos y Canadá, el CBCT está siendo utilizado como una herramienta de diagnóstico para cada paciente⁷⁵.

CEFALOGRAMA VIRTUAL LATERAL DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO

Hoy en día algunos sistemas permiten realizar reconstrucciones de tomografía computarizada que son comparables a las proyecciones cefalométricas

laterales^{40,42,76}. La capacidad de generar una imagen cefalométrica a partir de una exploración de CBCT es una propuesta atractiva. Muchos proyectos de investigación han comparado imágenes cefalométricas convencionales con imágenes sintetizadas o renderizadas a partir de CBCT, la mayoría de estudios se basan en la identificación de puntos cefalométricos los mismos que se pueden definir con mayor precisión y exactitud utilizando CBCT⁵⁰.

Gracias a que el CBCT utiliza un tipo diferente de adquisición de imagen a diferencia de otras tecnologías como la tomografía computarizada multidetector (TCMD), en lugar de capturar una imagen en forma de cortes separados, CBCT produce un haz de rayos X en forma de cono que hace posible la captura de imagen en un solo volumen^{42,64}. La tomografía obtenida con esta tecnología también se denomina tomografía computarizada volumétrica. Las imágenes se obtienen en tres dimensiones y también es posible procesar imágenes 2D a través de software, estos cefalogramas laterales son conocidos como formato lateral de CBCT, renderizado de Cone Beam o cefalograma virtual de CBCT³⁴.

Hay que tener en cuenta que para la obtención de dicho renderizado se necesita una exploración de CBCT con un FOV de tamaño grande, y, guías como la del Reino Unido del 2015 no indican la obtención de este volumen únicamente con el fin de obtener datos cefalométricos⁵⁰.

INDICACIONES BASADAS EN EVIDENCIA PARA EL USO DE TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE HAZ CÓNICO EN ORTODONCIA

SEDENTEXCT⁷⁷ recomienda el uso de CBCT en los siguientes casos:

- Evaluación del paladar hendido.
- Localización y posición de los dientes.
- La reabsorción relacionada con dientes impactados.
- Medición de las dimensiones del hueso para la colocación de mini-implante.
- Para la expansión rápida del maxilar.
- Cefalometría 3D.
- La integración de imágenes de superficie.
- Evaluación de las vías respiratorias.
- Evaluación de la edad.

- La investigación de la parestesia asociada a ortodoncia.

Las directrices del Reino Unido⁵⁰ de acuerdo con su guía del 2015 lo recomiendan para:

- En casos seleccionados para localizar dientes impactados con particular interés a cerca de la posición del diente adyacente y una posible reabsorción.
- Para evaluación de anomalías dentales estructurales como geminación, fusión o supernumerarios.
- En algunos casos de trauma dental donde hay sospecha de fractura radicular.
- En algunos casos complejos de anomalías esqueléticas.
- En algunos casos de paladar hendido.

ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO

Desde la introducción de la radiografía cefalometría lateral en 1931 por Broadbent en los EE.UU.¹ y por Hofrath en Alemania⁷⁸, esta radiografía y sus respectivos análisis se han convertido en una herramienta estándar y esencial en el análisis de las maloclusiones tanto dentales como esqueléticas, convirtiéndose en un método de diagnóstico estandarizado en la práctica ortodóncica y en la investigación; así como una importante herramienta en la comunicación entre profesionales⁵⁷, pues permite un detallado análisis morfológico, mediante la evaluación sagital y vertical de tejidos dentales, óseos y blandos; de igual manera permite un monitoreo del crecimiento, a través de comparaciones de cefalogramas en intervalos de tiempo, o mediante de predicciones^{40,42,72}.

La mayoría de los clínicos utilizan la cefalometría para la planificación del tratamiento de ortodoncia. Por ejemplo, en 2002, el 90% de los ortodoncistas en los Estados Unidos obtuvieron de forma rutinaria cefalogramas⁷⁹.

El análisis cefalométrico es la medición de los datos lineales y angulares en la radiografía, a través de la localización de los puntos anatómicos o de referencia, distancias y líneas dentro del esqueleto facial ^{49,80,64,81,82}. Al inicio del tratamiento estas medidas son frecuentemente comparadas con un estándar establecido;

durante el tratamiento las medidas son usualmente comparadas con radiografías cefalométricas previas del mismo paciente para evaluar el crecimiento y el desarrollo, así como el tratamiento³⁷.

Dos métodos se pueden utilizar para su realización:

- El método manual es el más antiguo y consiste en colocar una hoja de acetato en la radiografía, en la que el clínico dibuja las principales estructuras anatómicas e identifica los puntos de referencia. Con la ayuda de una regla el clínico conecta los puntos entre sí y se obtienen las líneas y planos cefalométricos. La intersección de estas líneas y planos genera datos lineales y angulares que pueden ser medidos utilizando una regla y un transportador^{22,80,81}.
- El método computarizado requiere una imagen digital ya sea un cefalograma virtual lateral de CBCT, radiografías laterales digitales o imágenes escaneadas de las radiografías analógicas, la imagen se introduce en un software, el clínico va a identificar los puntos de referencia con la ayuda del ratón en la pantalla del ordenador, luego de ello los ángulos y distancias se calculan automáticamente^{22,80,81}. Además la imagen digital puede manipularse con las herramientas propias del software para mejorar la visibilidad de estructuras anatómicas y por ende su ubicación⁸¹.

ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO COMPUTARIZADO NEMOCEPH

Con los avances en el campo de la informática el uso generalizado de los ordenadores para cefalometría en ortodoncia, es una tendencia que va en aumento. El realizar un análisis cefalométrico con el método convencional conlleva mucho tiempo y hay un riesgo de mala interpretación de las mediciones obtenidas manualmente. A diferencia del análisis cefalométrico asistido por computadora que reduce el tiempo necesario para la adquisición y análisis de datos⁸¹. Para el trazado se requiere la adquisición de una imagen digital la cual se transfiere entonces a un programa; un asistente guiará paso a paso en el proceso de realización de los trazados. El software NemoCeph cuenta con un zoom inteligente que lleva de forma automática a la región donde se encuentra el punto cefalométrico a colocar; características de mejora de la imagen como brillo, ajuste de contraste y aumento

se pueden usar para identificar los puntos de manera más precisa⁸³. Una vez identificados todos los puntos anatómicos de referencia, estos se pueden ajustar nuevamente y corregir. Todas las medidas angulares y lineales se calculan automáticamente, lo que eliminan los posibles errores en el trazado de líneas entre los puntos de referencia y en las mediciones con un transportador⁸¹.

NemoCeph es un software computarizado de análisis cefalométrico: lateral, frontal y facial que permite:

- Realización de cefalometría mediante análisis estándares.
- Personalización de análisis cefalométrico, es decir sólo trazado, sobre la radiografía o sobre la fotografía.
- Superposición de fotografía sobre la cefalometría.
- Predicción sobre tejido blando.
- Realización de planes de tratamiento de ortodoncia.
- Creación de planes de tratamiento de ortodoncia y cirugía ortognática.
- Generación de plantillas de comunicación con el paciente e informes personalizados.

Los beneficios de NemoCeph incluyen:

- Flexibilidad, al incluir todos los análisis cefalométricos.
- Precisión y rapidez, el software calcula las medidas de manera precisa y rápida.
- Comunicación visual dinámica, permite la presentación del caso al paciente antes de comenzar el tratamiento, así como su evolución.
- Integral, permite la combinación e integración multidisciplinar con ortodoncia y diseño de la sonrisa⁸³.

ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO DE STEINER

En 1953, Cecil Steiner dio a conocer su análisis cefalométrico en el artículo "*Cephalometrics for you and me*", considerado como el primero en cefalometría de la época moderna ya que en él se establecían medidas que se podían relacionar con un patrón facial y ofrece guías específicas para el plan de tratamiento⁸⁴.

Él basa su análisis en medidas propuestas originalmente por los doctores Downs, Wylie, Riedel, Thompson y Margolis, entre otros⁸⁵.

Este análisis se dividió en tres partes: esquelético, dental y de tejidos blandos. El análisis esquelético implica la relación del maxilar superior e inferior al cráneo y mutuamente. El análisis dental supone la relación de los dientes incisivos superiores e inferiores con sus respectivos maxilares y mutuamente. Y el análisis del tejido blando proporciona un medio para evaluar el equilibrio y la armonía del perfil inferior de la cara⁸⁶.

ANÁLISIS DEL PATRÓN ESQUELÉTICO

I. ANÁLISIS ESQUELETAL

- 1. Ángulo SNA:** Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion – Punto A (N-A). Determina anteroposteriormente la ubicación de maxilar. Su valor normal es de $82^\circ (\pm 2^\circ)$.
- 2. Ángulo SNB:** Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion-Punto B (N-B). Permite determinar si la mandíbula se relaciona en una posición normal o equivalente con respecto a la base del cráneo (la fosa craneal anterior específicamente). Su valor normal es de $80^\circ (\pm 2^\circ)$.
- 3. Ángulo ANB:** Es el ángulo formado por los planos Nasion-Punto A (N-A) y Nasion-Punto B (N-B). Este ángulo proporciona la información de las posiciones relativas entre los maxilares. Determina la diferencia anteroposterior que existe entre el punto A y punto B. Su valor normal es de $2^\circ (\pm 2^\circ)$. Si restamos el ángulo SNA de SNB, obtendremos el ángulo ANB.
- 4. Ángulo SND:** Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion-Punto D (N-D). El punto D se ubica en el centro de la sínfisis y por lo tanto representa la ubicación anteroposterior basal del mentón con respecto a la base del cráneo. Por lo tanto, SND ubica anteroposteriormente el centroide mentoniano y es una medida que complementa la lectura del ángulo SNB. Su valor normal es de $76^\circ (\pm 2^\circ)$.
- 5. Segmento SE:** Es la distancia entre el punto Silla y el punto E. Indica la ubicación anteroposterior del cóndilo mandibular (en máxima

intercuspidación) con respecto a la base del cráneo. Su valor normal es del 22 mm (± 2.0).

6. **Segmento SL:** Es la distancia entre el Punto Silla y el punto L (S-L). Intenta ubicar anteroposteriormente el cuerpo mandibular y equipararlo con la fosa craneal anterior. Su valor normal es de 51 mm (± 2.0).
7. **Ángulo del plano oclusal:** Es el ángulo formado entre el plano oclusal y el plano S-N. Indica la inclinación del plano oclusal con respecto a la base del cráneo. Su valor normal es de 14° ($\pm 4^\circ$).
8. **Ángulo del plano mandibular:** Es el ángulo formado por el plano mandibular (Go-Gn) y el plano S-N. Indica la dirección del crecimiento. Su valor normal es de 32° ($\pm 4^\circ$).

II. ANÁLISIS DENTAL

9. **Distancia Incisivo superior-NA:** Es la distancia entre el borde incisal del incisivo superior y el plano N-A medida en mm. Determina el grado de protrusión o retrusión anteroposterior del incisivo superior. El valor normal es de 4 mm (± 1.0).
10. **Distancia incisivo inferior-NB:** Es la distancia entre el borde incisal del incisivo inferior y el plano N-B medida en mm. Determina el grado de protrusión o retrusión del incisivo inferior con relación al plano N-B. El valor normal es de 4mm (± 1.0).
11. **Distancia Pg a NB:** Constituye la expresión numérica de la cantidad de mentón. Valor normal 4.0 mm (± 1.0).
12. **Ángulo Interincisal:** Es el ángulo formado por los ejes longitudinales de los incisivos superior e inferior. Establece la relación angular que guardan los incisivos entre sí, tomando como referencia sus ejes longitudinales. El valor normal es de 131° ($\pm 6^\circ$).
13. **Ángulo incisivo superior-NA:** Angulo formado por el eje longitud del incisivo superior y el plano N-A. Indica la inclinación anteroposterior de los incisivos superiores en relación al tercio medio facial. Su valor normal es de 22° ($\pm 2^\circ$).
14. **Ángulo incisivo inferior-NB:** Es el ángulo formado por el eje longitudinal incisivo inferior y el plano N-B. Indica la inclinación anteroposterior de los

incisivos inferiores en relación al tercio medio facial. El valor normal es de $25^\circ (\pm 2^\circ)^{86}$.

Definición de Términos Básicos

2D: Imagen bidimensional.

Imagen Digital: Formato numérico del contenido de la imagen.

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

CBCT: Siglas en inglés de *Cone-Beam Tomography Computed*, es decir tomografía computarizada de haz cónico.

Píxel: Acrónimo del inglés *picture element*, es la unidad mínima de visualización de una imagen digital.

Vóxel: Del inglés *volumetric pixel*, es la unidad cubica que compone un objeto tridimensional. Constituye la unidad mínima procesable de una matriz tridimensional y es, por tanto, el equivalente del píxel en un objeto 2D.

Radiografía convencional: Imagen formada en película de acetato como consecuencia de la interacción de sus componentes con rayos X.

Cefalograma virtual: Proyección cefalométrica a partir de reconstrucciones de tomografía computarizada de haz cónico.

FOV: Del inglés *field of view* o campo de visión, describe el área representada y localizada por el detector.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño Metodológico

El diseño del presente estudio fue de tipo Observacional, Analítico, Longitudinal y Retrospectivo (Ver Anexo 1).

- Observacional: No se manipularon variables para observar un efecto.
- Analítico: Se establecieron relaciones entre las variables.
- Longitudinal: Se compararon medidas antes y dos semanas después.
- Retrospectivo: Se analizaron radiografías y tomografías tomadas en el año 2016.

Diseño Muestral

Se seleccionó la muestra en función de la accesibilidad, criterio personal e intencional del investigador principal; además debido a que la población fue limitada, una aleatorización fue imposible de realizar; por ello el muestreo seleccionado fue de tipo no probabilístico por conveniencia. La población de estudio estuvo conformada por todas las radiografías cefalométricas laterales digitales y tomografías computarizadas de haz cónico de los pacientes que fueron atendidos en el Instituto de Diagnóstico Maxilofacial durante el año 2016 que cumplían con los criterios de inclusión, en total se estudiaron 40 radiografías y el mismo número de tomografías.

Criterios de Inclusión:

- Radiografías cefalométricas laterales y tomografías de campo grande de pacientes mayores de 18 años de edad.
- Radiografías cefalométricas laterales y tomografías de campo grande con una adecuada visualización de estructuras anatómicas relacionadas al área de estudio.

Criterios de Exclusión:

- Radiografías cefalométricas laterales y tomografías de campo grande de pacientes con alteraciones morfológicas maxilofaciales severas.
- Radiografías cefalométricas laterales y tomografías de campo grande de pacientes con inadecuada visualización de estructuras anatómicas relacionadas al área de estudio.

Técnicas de Recolección de Datos

Estudio Piloto

Se ejecutó con el objetivo de calibrar al investigador principal en la ubicación más exacta de los puntos de referencia utilizados para el análisis cefalométrico computarizado de Steiner en radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico.

La muestra estuvo conformada por radiografías y tomografías que corresponden a 10 pacientes que cumplieron con los criterios de inclusión, en las imágenes obtenidas se realizó el análisis cefalométrico computarizado de Steiner y se analizaron 5 medidas (entre lineales y angulares), se utilizó para valorar el acuerdo entre observadores (uno fue el investigador principal y el otro un especialista en Radiología Oral y Maxilofacial) el coeficiente de correlación intraclase, obteniendo como resultado:

Tabla 1. Coeficiente de correlación intraclase (CCI).

	CCI	Intervalo de confianza 95%		Sig.
		Límite inferior	Límite superior	
Angulo SNA	0.968	0.922	0.987	<0.001
Ángulo SNB	0.926	0.822	0.970	<0.001
Distancia SE	0.947	0.219	0.988	<0.001
Distancia Pg - NB	0.995	0.988	0.998	<0.001
Ángulo Interincisivo	0.976	0.941	0.990	<0.001

En conclusión: en general se considera que el acuerdo entre evaluadores es “casi perfecto”, para las medidas lineales y angulares (Ver Anexo 2 y 3).

Recolección de datos

Se accedió a la base de datos del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial para recolectar las radiografías cefalométricas laterales digitales y los cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico de pacientes que fueron atendidos durante el año 2016.

Las radiografías cefalométricas laterales digitales fueron obtenidas con un equipo Planmeca ProMax 2D (Finlandia) con un kilovolataje de 70 a 76, miliamperaje de 8 a 10 y tiempo de exposición de 8 a 10 segundos; para la posición del paciente el plano de Frankfurt paralelo al piso; para evitar movimientos, la cabeza fue estabilizada mediante varillas, todas las imágenes debían incluir una regla milimétrica, la que posteriormente se usó para calibrar la imagen al introducirla al software NemoCeph. Las imágenes digitales se almacenaron en la base de datos informática Romexis, versión 3.6.0, Planmeca, Helsinki, Finlandia. Se pudo ajustar la imagen usando las opciones con las que cuenta el software, mejorando brillo y contraste si era necesario. Luego se exportaron en formato JPEG. Figura 1.

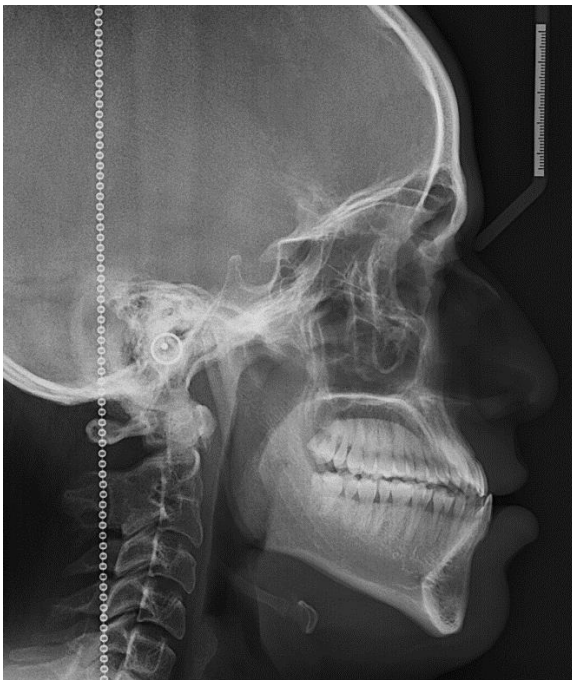


Figura 1. Radiografía lateral digital

Las tomografías computarizadas de haz cónico fueron obtenidas con un equipo Planmeca ProMax 3D Classic (Finlandia) con un kilovoltaje de 90, miliamperaje de 8 a 14, tiempo de exposición 14 segundos, tamaño de imagen 020.0 x 17,4 cm. y tamaño de vóxel 400 μm ; se colocó al paciente en posición natural de la cabeza, con la boca cerrada y en máxima intercuspidación normal y natural, así mismo se le indicó permanecer quieto durante toda la exploración. Las imágenes digitales se almacenaron en la base de datos informática Romexis, versión 3.6.0, Planmeca, Helsinki, Finlandia. Para la obtención del cefalograma lateral el software cuenta con una opción de cefalograma virtual en la cual, a partir del volumen total de CBCT podemos obtener una imagen lateral, mediante el cursor ubicamos el volumen en una posición adecuada; es decir con el plano de Frankfurt paralelo al piso, coincidencias exactas de los lados derecho e izquierdo (siempre que sea posible) para evitar el doble contorno, facilitar la visualización y colocación de los puntos anatómicos, ajustamos contraste y brillo; colocamos además hacia un lado de la imagen una regla milimétrica con la que luego se va a calibrar la imagen al introducirla al software NemoCeph (Ver Anexo 4); una vez que se consiguió la posición ideal pulsamos la opción de guardar y automáticamente el software crea esta imagen lateral, la cual se exportó en formato JPEG. Figura 2.



Figura 2. Cefalograma virtual lateral obtenido a partir de CBCT.

Para realizar el análisis cefalométrico utilizamos el software NemoCeph (Nemotec, Madrid, España) para el sistema operativo Windows, para ello, debemos crear una ficha para cada paciente, seguimos con captura de disco, radiografía lateral, y nos muestra la opción de captura de imágenes, seleccionamos las imágenes previamente guardadas, en este caso la radiografía lateral digital y el cefalograma virtual lateral, colocamos fin de captura y las imágenes se han guardado en el software, seleccionamos de a una las imágenes y empezamos con la calibración, digitalizando dos puntos en la regla dentro de la imagen digital (se midieron 10 mm), seleccionamos el tipo de análisis a realizar, en este caso el de Steiner (Tabla 2) y empezamos a trazar; el software indica el punto a colocar de principio a fin, con la opción ajuste fino de puntos y curvas podemos mover cualquier punto como sea conveniente, una vez terminado, finalizamos el trazado y el software automáticamente genera las mediciones, datos que fueron exportados en formato PDF para cada análisis (Ver Anexo 5).

Quince días después de la primera evaluación, se volvieron a trazar los puntos por el mismo examinador, para ello, y como las imágenes estaban ya en el software, solo se ingresa en la ficha de cada paciente y se vuelve a realizar el trazado. Se obtuvieron 4 análisis de cada paciente 160 en total.

Tabla 2. Medidas lineales y angulares del análisis cefalométrico de Steiner.

Medidas	Definiciones
Angulares	
SNA	Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion-Punto A (N-A)
SNB	Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion-Punto B (N-B)
ANB	Es el ángulo formado por los planos Nasion Punto A (N-A) y Nasion-Punto B (N-B).
SND	Es el ángulo formado por los planos Silla-Nasion (S-N) y Nasion-Punto D (N-D)
Angulo plano oclusal SN	Es el ángulo formado entre el plano oclusal y el plano S-N.
Angulo plano mandibular SN	Es el ángulo formado por el plano mandibular (Go-Gn) y el plano S-N.
Angulo interincisivo	Es el ángulo formado por los ejes longitudinales de los incisivos superior e inferior.
Angulo IS NA	Es el ángulo formado por el eje longitudinal del incisivo superior y el plano N-A.
Angulo II NB	Es el ángulo formado por el eje longitudinal del incisivo inferior y el plano N-B.
Lineales	
Segmento SE	Es la distancia entre el punto Silla y el punto L (S-L). El punto L se obtiene trazando una línea perpendicular al plano S-N que interseque Pg.
Segmento SL	Es la distancia entre el punto Silla y el punto E (S-E). El punto E se obtiene trazando una línea perpendicular al plano S-N que pase por el contorno más posterior del cóndilo mandibular (C1).
Distancia IS NA	Es la distancia entre el borde incisal del incisivo superior y el plano N-A.

Distancia II NB	Es la distancia entre el borde incisal del incisivo inferior y el plano N-B.
Distancia Pg a NB	Es la distancia entre el punto Pg y el plano N-B.

En una ficha de recolección de datos se registraron las medidas lineales y angulares obtenidas por los dos tipos de cefalogramas laterales y se compararon entre sí (Ver Anexo 6).

Técnicas Estadísticas para el Procesamiento de la Información

Se procedió a evaluar la normalidad de los datos usando la prueba de Shapiro Wilk. Al verificar que en su mayoría no provienen de una distribución normal, se decidió analizar la diferencia significativa entre mediciones aplicando el test no paramétrico de medidas repetidas de rangos con signo de Wilcoxon. Se utilizó un nivel de significancia estadística $p < 0.05$. Para evaluar la correlación entre las variables se utilizó la prueba no paramétrica de Spearman.

Aspectos Éticos

No se necesitó de consentimientos informados ya que se trabajó con radiografías y tomografías en las que no se registraron los nombres de los pacientes estudiados.

No existen conflictos de interés del investigador con las posibles aplicaciones o efectos de los resultados de esta investigación.

III. RESULTADOS

La población de estudio analizada estuvo conformada por 40 radiografías laterales digitales y 40 cefalogramas virtuales laterales de CBCT correspondientes a 40 pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial del año 2016. Se realizaron dos mediciones con intervalo de 15 días por un examinador previamente calibrado en la realización del análisis cefalométrico computarizado de Steiner, se obtuvieron los siguientes resultados:

En la primera medición en las radiografías laterales digitales para SNA media: 83.73 con una DE: 4.825, SNB media: 82.63 con una DE: 6.841, ANB media: 0.95 con una DE: 5.368, SND media: 80.05 con una DE: 7.035, ángulo plano oclusal SN media: 16.65 con una DE: 6.041, ángulo plano mandibular SN media: 35.43 con una DE: 7.407, ángulo interincisivo media: 135.10 con una DE: 12.850, ángulo IS NA media: 20.25 con una DE: 6.994, ángulo II NB media: 23.50 con una DE: 9.126, SE: 16.74 con una DE: 2.996, SL media: 49.733 con una DE: 14.7016, posición IS NA media: 5.08 con una DE: 2.659, Posición II NB media: 6.46 con una DE: 3.737, Pg-NB media: -0.19 con una DE: 2.663. Tabla 3.

Tabla 3. Promedio de medidas de la primera medición en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
		Límite inferior	Límite superior				
Medidas angulares							
SNA	83.73	82.18	85.27	84	4.825	72	93
SNB	82.63	80.44	84.81	84	6.841	69	98
ANB	0.95	-0.77	2.67	0.5	5.368	-11	11
SND	80.05	77.8	82.3	81.5	7.035	63	94
Angulo plano oclusal SN	16.65	14.72	18.58	16.5	6.041	5	33
Angulo plano mandibular SN	35.43	33.06	37.79	34.5	7.407	20	57
Angulo interincisivo	135.1	130.99	139.21	134.5	12.85	110	157
Angulo IS NA	20.25	18.01	22.49	20.5	6.994	2	35
Angulo II NB	23.5	20.58	26.42	24	9.126	5	45
Medidas lineales							
Distancia SE	16.74	15.78	17.7	16.6	2.996	10	24
Distancia SL	49.733	45.031	54.434	52.55	14.7016	14	76.5
Posición IS NA	5.08	4.22	5.93	5.25	2.659	-2	10
Posición II NB	6.46	5.27	7.66	5.8	3.737	-1	17
Distancia Pg a NB	-0.19	-1.04	0.67	0.25	2.663	-8	6

En la segunda medición en las radiografías laterales digitales para SNA media: 83.75 con una DE: 4.595, SNB media: 82.83 con una DE: 6.774, ANB media: 1.05 con una DE: 5.301, SND media: 80.20 con una DE: 7.094, ángulo plano oclusal SN media: 16.73 con una DE: 5.657, ángulo plano mandibular SN media: 35.08 con una DE: 7.332, ángulo interincisivo media: 134.55 con una DE: 13.206, ángulo IS NA media: 20.15 con una DE: 7.333, ángulo II NB media: 24.23 con una DE: 9.088, SE: 17.17 con una DE: 3.196, SL media: 50.005 con una DE: 14.715, posición IS NA media: 4.99 con una DE: 2.637, posición II NB media: 6.46 con una DE: 3.680, Pg-NB media: -0.05 con una DE: 2.428. Tabla 4.

Tabla 4. Promedio de medidas de la segunda medición en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
		Límite inferior	Límite superior				
Medidas angulares							
SNA	83.75	82.28	85.22	84.00	4.595	72	92
SNB	82.83	80.66	84.99	84.00	6.774	69	99
ANB	1.05	-.65	2.75	1.00	5.301	-11	11
SND	80.20	77.93	82.47	81.50	7.094	63	95
Angulo plano oclusal SN	16.73	14.92	18.53	17.00	5.657	6	32
Angulo plano mandibular SN	35.08	32.73	37.42	33.50	7.332	18	57
Angulo interincisivo	134.55	130.33	138.77	136.00	13.206	106	155
Angulo IS NA	20.15	17.80	22.50	21.00	7.333	0	34
Angulo II NB	24.23	21.32	27.13	24.00	9.088	8	46
Medidas lineales							
Distancia SE	17.17	16.15	18.19	17.40	3.196	8	23
Distancia SL	50.005	45.299	54.711	52.200	14.7135	14.1	77.6
Posición IS NA	4.99	4.14	5.83	5.30	2.637	-1	10
Posición II NB	6.46	5.28	7.63	5.75	3.680	-1	17
Distancia Pg a NB	-.05	-.82	.73	.10	2.428	-7	6

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales de SNA podemos ver (Tabla 5 y Figura 3) que la diferencia entre ambas es de 0.13° con una DE: 1.399 y con un p-valor de 0,590 es decir sin significancia estadística.

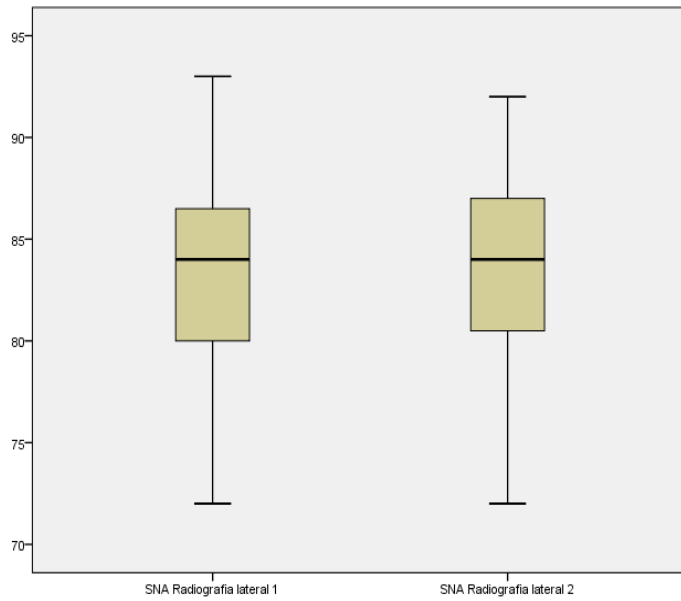


Figura 3. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo SNA en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales de SNB podemos ver (Tabla 5 y Figura 4) que la diferencia entre ambas es de 0.05° con una DE: 1.197 y con un p-valor de 0,730 es decir sin significancia estadística.

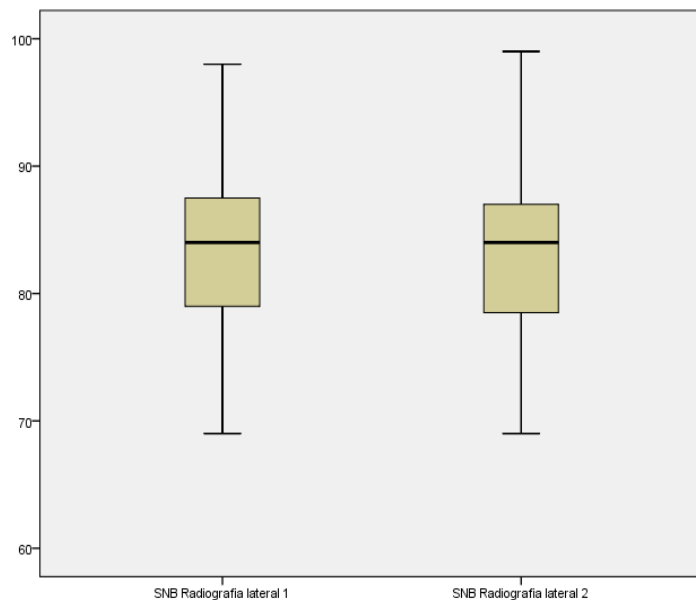


Figura 4. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo SNB en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales de ANB podemos ver (Tabla 5 y Figura 5) que la diferencia entre ambas es de 0.00° con una DE: 1.261 y con un p-valor de 0,881 es decir sin significancia estadística.

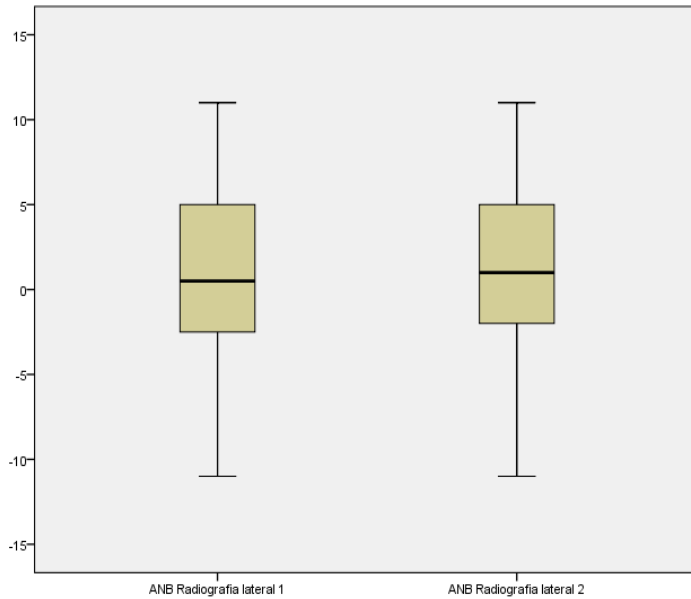


Figura 5. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo ANB en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales de SND podemos ver (Tabla 5 y Figura 6) que la diferencia entre ambas es de 0.20° con una DE: 1.018 y con un p-valor de 0,159 es decir sin significancia estadística.

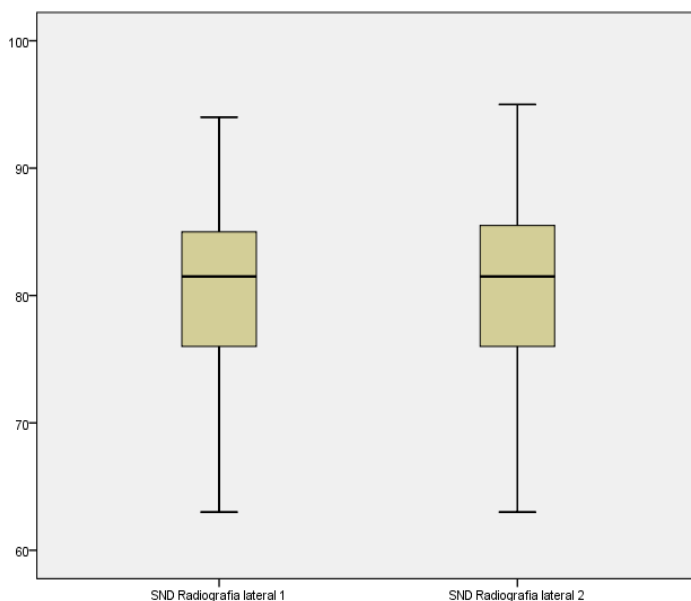


Figura 6. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo SND en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales del ángulo plano oclusal SN podemos ver (Tabla 5 y Figura 7) que la diferencia entre ambas es de 0.03° con una DE: 1.310 y con un p-valor de 0,880 es decir sin significancia estadística.

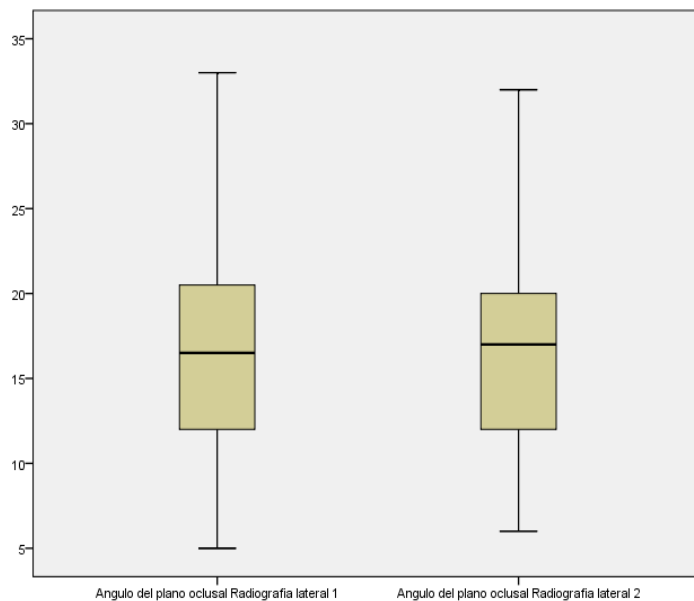


Figura 7. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo plano oclusal SN en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales del ángulo plano mandibular SN podemos ver (Tabla 5 y Figura 8) que la diferencia entre ambas es de 0.20° con una DE: 1.305 y con un p-valor de 0,393 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 8 un caso atípico en las dos mediciones.

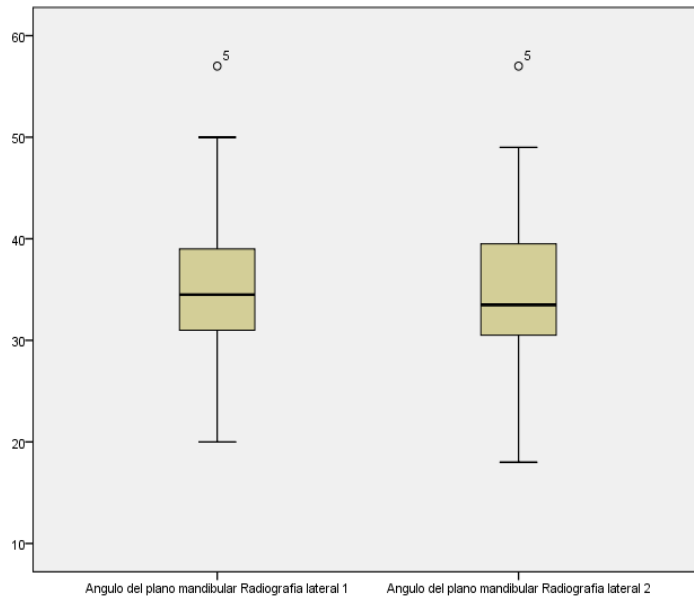


Figura 8. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo plano mandibular SN en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales del ángulo interincisivo podemos ver (Tabla 5 y Figura 9) que la diferencia entre ambas es de 0.45° con una DE: 4.652 y con un p-valor de 0,519 es decir sin significancia estadística.

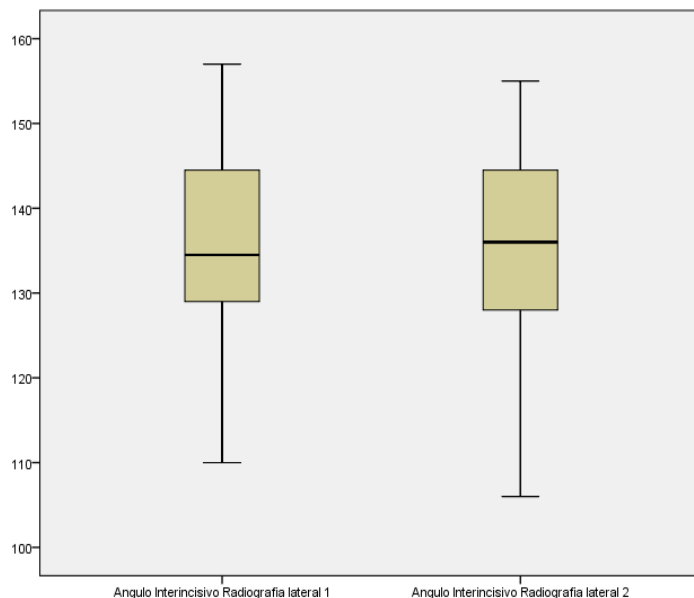


Figura 9. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo interincisivo en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales del ángulo IS NA podemos ver (Tabla 5 y Figura 10) que la diferencia entre ambas es de 0.43° con una DE: 3.241 y con un p-valor de 0,252 es decir sin significancia estadística.

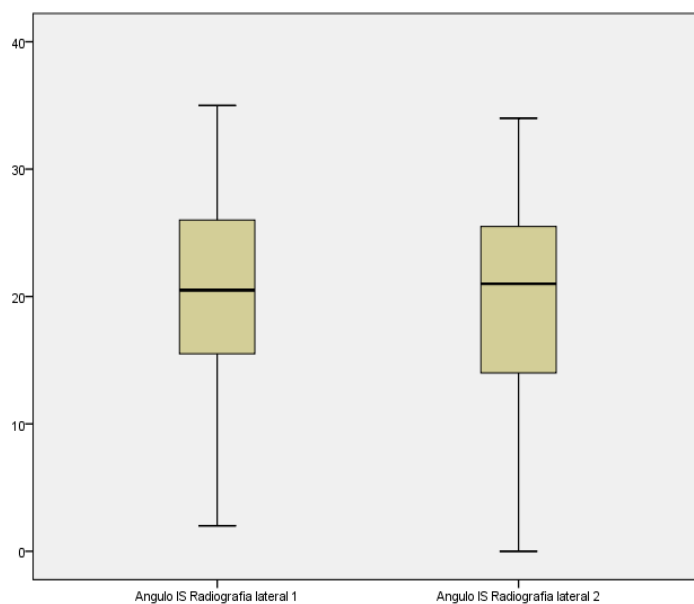


Figura 10. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo incisivo superior NA en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales del ángulo II NB podemos ver (Tabla 5 y Figura 11) que la diferencia entre ambas es de 0.13° con una DE: 3.040 y con un p-valor de 0,680 es decir sin significancia estadística.

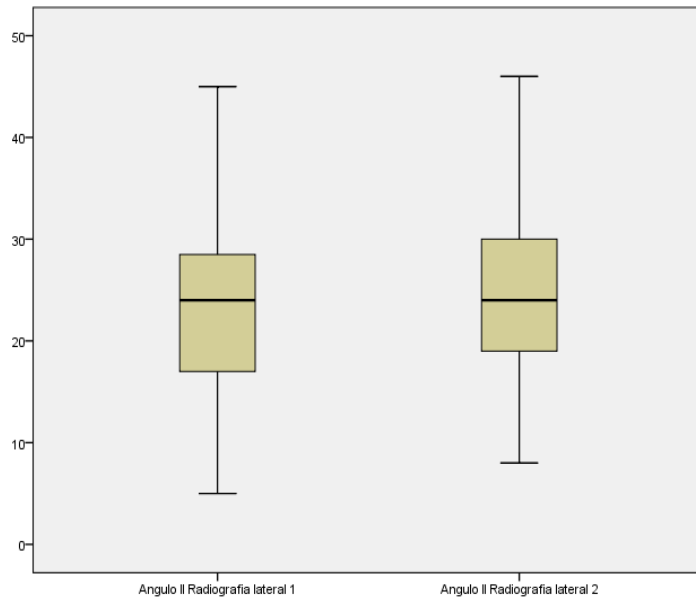


Figura 11. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición del ángulo incisivo inferior NB en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales la distancia SE podemos ver (Tabla 5 y Figura 12) que la diferencia entre ambas es de 0.16 mm con una DE: 1.217 y con un p-valor de 0,878 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 12 un caso atípico en la segunda medición.

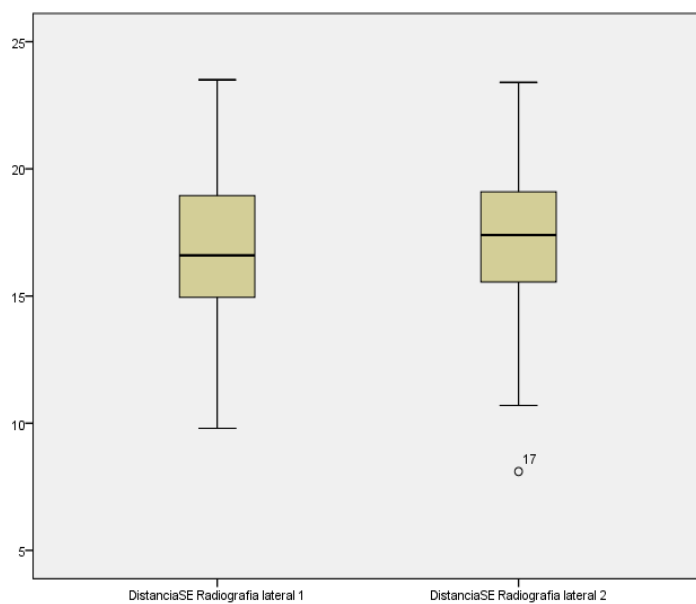


Figura 12. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la distancia SE en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales la distancia SL podemos ver (Tabla 5 y Figura 13) que la diferencia entre ambas es de 0.16 mm con una DE: 2.025 y con un p-valor de 0,318 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 13 hay un caso atípico tanto en la primera como en la segunda medición, que corresponden al mismo paciente.

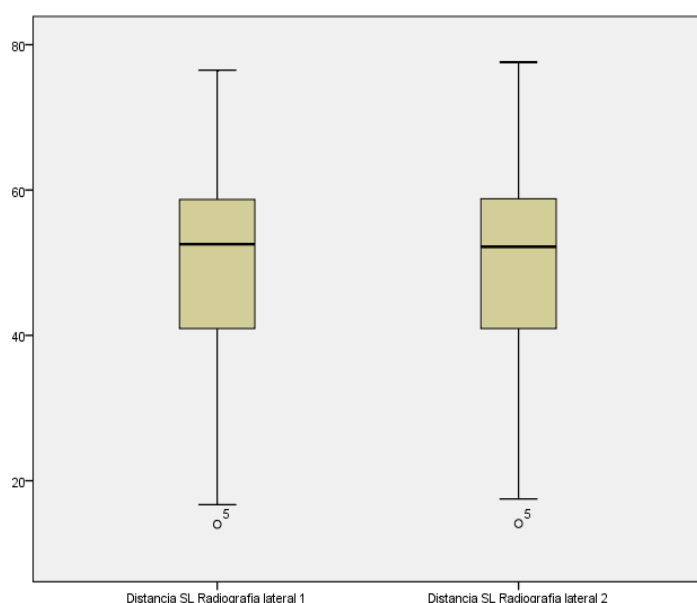


Figura 13. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la distancia SL en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales la posición del incisivo superior respecto al plano N-A podemos ver (Tabla 5 y Figura 14) que la diferencia entre ambas es de 0.12 mm con una DE: 1.500 y con un p-valor de 0,536 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 14 hay dos casos atípicos en la primera medición.

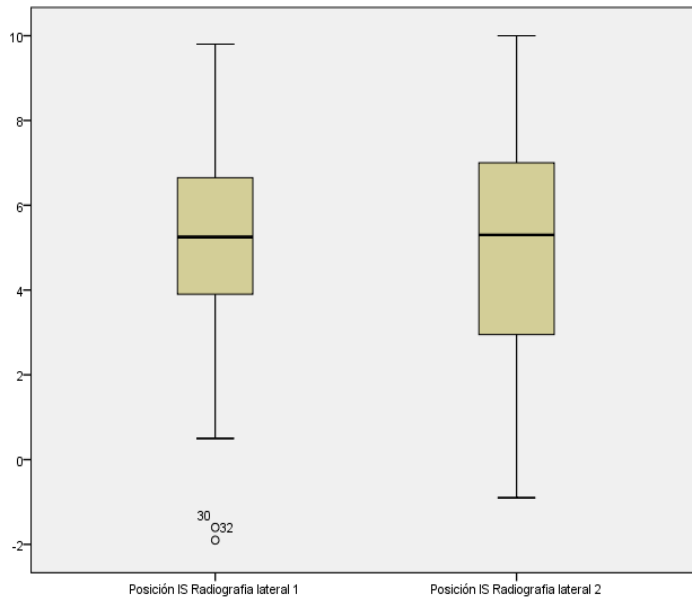


Figura 14. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la posición incisivo superior NA en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales la posición del incisivo inferior respecto al plano NB podemos ver (Tabla 5 y Figura 15) que la diferencia entre ambas es de 0.01 mm con una DE: 0.681 y con un p-valor de 0,862 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 15 hay un caso atípico en la primera medición y dos en la segunda.

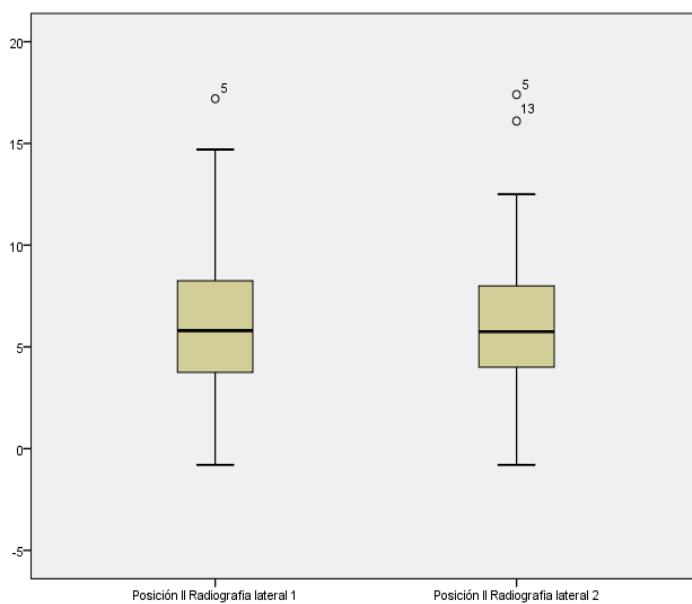


Figura 15. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la posición incisivo inferior NB en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en radiografías laterales digitales la distancia de Pg a NB podemos ver (Tabla 5 y Figura 16) que la diferencia entre ambas es de -0.14 mm con una DE: 0.739 y con un p-valor de 0,042 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 16 tres casos atípicos tanto en la primera como en la segunda medición.

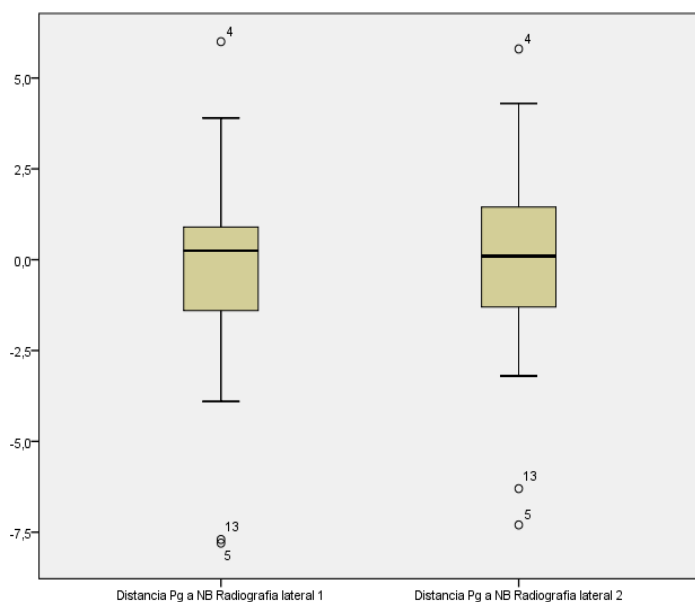


Figura 16. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la distancia Pg a NB en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Como conclusión, si comparamos la primera y la segunda medición en las radiografías laterales digitales la mayor diferencia para medidas angulares es para el ángulo interincisivo con 0.45° sin diferencias estadísticamente significativas, la menor diferencia es para ANB con 0.00° ; para las medidas lineales la mayor diferencia es para SE y SL con 0.16 mm cada uno, sin significancia estadística y la menor diferencia es para la posición II N-B con 0.01 mm. La distancia Pg a NB tuvo una diferencia de -0.14 mm con significancia estadística (p 0,042). Tabla 5.

Tabla 5. Promedio de diferencias entre la primera y segunda medición en radiografías laterales digitales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	DE	Mínimo	Máximo	Z	p-valor *
		Límite inferior	Límite superior						
Medidas angulares									
SNA	.13	-.32	.57	0.00	1.399	-3	5	-,590	,555
SNB	.05	-.33	.43	0.00	1.197	-4	4	-,346	,730
ANB	0.00	-.40	.40	0.00	1.261	-3	4	-,149	,881
SND	.20	-.53	.13	0.00	1.018	-4	3	-,1409	,159
Angulo plano oclusal SN	.03	-.44	.39	0.00	1.310	-3	3	-,150	,880
Angulo plano mandibular SN	.20	-.22	.62	0.00	1.305	-2	4	-,854	,393
Angulo interincisivo	.45	-1.04	1.94	.50	4.652	-9	11	-,645	,519
Angulo IS NA	.43	-1.46	.61	-1.00	3.241	-8	9	-,1146	,252
Angulo II NB	.13	-1.10	.85	0.00	3.040	-6	7	-,413	,680
Medidas lineales									
Distancia SE	.16	-.23	.55	-.05	1.217	-2	3	-,154	,878
Distancia SL	.16	-.81	.49	-.20	2.025	-7	6	-,998	,318
Posición IS NA	.12	-.60	.36	-.20	1.500	-4	4	-,619	,536
Posición II NB	.01	-.23	.21	0.00	.681	-2	1	-,174	,862
Distancia Pg a NB	-.14	-.37	.10	-.20	.739	-2	3	-,2030	,042*

* Prueba de rangos con signo de Wilcoxon (significancia estadística $p < 0.05$)

En la primera medición en los cefalogramas virtuales laterales para SNA media: 84.88 con una DE: 4.603, SNB media: 83.53 con una DE: 6.771, ANB media: 1.33 con una DE: 5.604, SND media: 80.73 con una DE: 7.247, ángulo plano oclusal SN media: 16.58 con una DE: 5.377, ángulo del plano mandibular SN media: 35.55 con una DE: 7.211, ángulo interincisivo media: 135.28 con una DE: 11.771, ángulo IS NA media: 19.10 con una DE: 6.834, ángulo II NB media: 24.33 con una DE: 9.008, SE: 16.63 con una DE: 3:154, SL media: 51.165 con una DE: 15.5073, posición IS NA media: 4.75 con una DE: 2.519, posición II NB media: 6.46 con una DE: 3.633, Pg-NB media: -0.40 con una DE: 2.801. Tabla 6.

Tabla 6. Promedio de medidas de la primera medición en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
		Límite inferior	Límite superior				
Medidas angulares							
SNA	84.88	83.40	86.35	85.50	4.603	71	94
SNB	83.53	81.36	85.69	84.50	6.771	69	98
ANB	1.33	-.47	3.12	1.00	5.604	-11	14
SND	80.73	78.41	83.04	82.00	7.247	64	95
Angulo plano oclusal SN	16.58	14.86	18.29	15.00	5.377	9	32
Angulo plano mandibular SN	35.55	33.24	37.86	34.00	7.211	20	55
Angulo interincisivo	135.28	131.51	139.04	136.00	11.771	109	156
Angulo IS NA	19.10	16.91	21.29	20.00	6.834	3	32
Angulo II NB	24.33	21.44	27.21	25.00	9.008	3	47
Medidas lineales							
Distancia SE	16.63	15.62	17.64	16.55	3.154	8	23
Distancia SL	51.165	46.349	55.981	53.800	15.0573	16.3	77.0
Posición IS NA	4.75	3.94	5.55	5.00	2.519	-1	10
Posición II NB	6.46	5.30	7.62	6.00	3.633	-2	17
Distancia Pg a NB	-.40	-1.30	.49	-.05	2.801	-9	6

En la segunda medición en los cefalogramas virtuales laterales para SNA media: 84.75 con una DE: 4.845, SNB media: 83.48 con una DE: 6.679, ANB media: 1.33 con una DE: 5.327, SND media: 80.93 con una DE: 7.022, 7, ángulo plano oclusal SN media: 16.60 con una DE: 5.222, ángulo plano mandibular SN media: 35.35 con una DE: 6.841, ángulo interincisivo media: 134.83 con una DE: 12.013, ángulo IS NA media: 19.53 con una DE: 6.235, ángulo II NB media: 24.45 con una DE: 9.179, SE: 21.18 con una DE: 30.602, SL media: 51.328 con una DE: 14.407, posición IS NA media: 4.86 con una DE: 2.234, posición II NB media: 6.47 con una DE: 3.580, Pg-NB media: -0.27 con una DE: 2.879,. Tabla 7.

Tabla 7. Promedio de medidas de la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
		Límite inferior	Límite superior				
Medidas angulares							
SNA	84.75	83.20	86.30	85.50	4.845	71	93
SNB	83.48	81.34	85.61	84.00	6.679	69	99
ANB	1.33	-.38	3.03	1.00	5.327	-11	12
SND	80.93	78.68	83.17	81.50	7.022	68	96
Angulo plano oclusal SN	16.60	14.93	18.27	16.00	5.222	8	29
Angulo plano mandibular SN	35.35	33.16	37.54	34.50	6.841	20	51
Angulo interincisivo	134.83	130.98	138.67	135.00	12.013	111	156
Angulo IS NA	19.53	17.53	21.52	20.50	6.235	8	36
Angulo II NB	24.45	21.51	27.39	25.00	9.179	3	46
Medidas lineales							
Distancia SE	21.18	11.39	30.96	16.25	30.602	9	209
Distancia SL	51.328	46.720	55.935	54.100	14.4077	17.0	78.8
Posición IS NA	4.86	4.15	5.58	4.80	2.234		9
Posición II NB	6.47	5.33	7.61	6.40	3.580	-2	16
Distancia Pg a NB	-.27	-1.19	.65	-.15	2.879	-10	7

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales de SNA podemos ver (Tabla 8 y Figura 17) que la diferencia entre ambas es de 0.03 mm con una DE: 1.310 y con un p-valor de 0,937 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 17 un caso atípico en la primera medición y dos en la segunda medición.

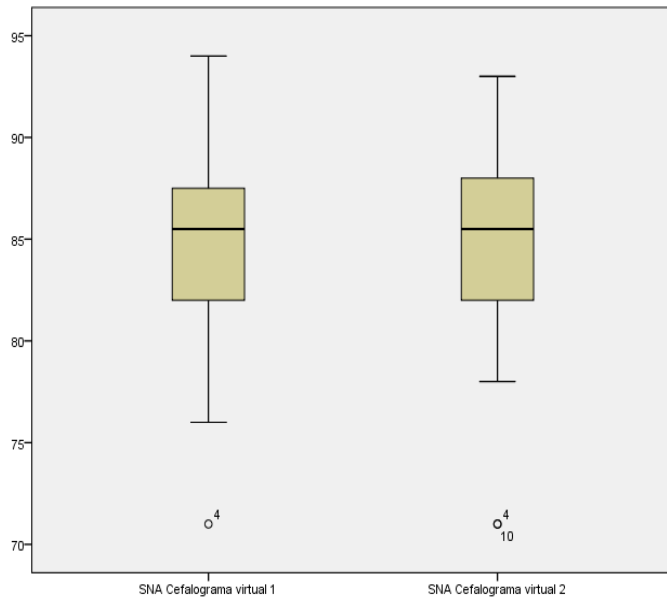


Figura 17. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo SNA en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales de SNB podemos ver (Tabla 8 y Figura 18) que la diferencia entre ambas es de 0.20° con una DE: 0.992 y con un p-valor de 0,227 es decir sin significancia estadística.

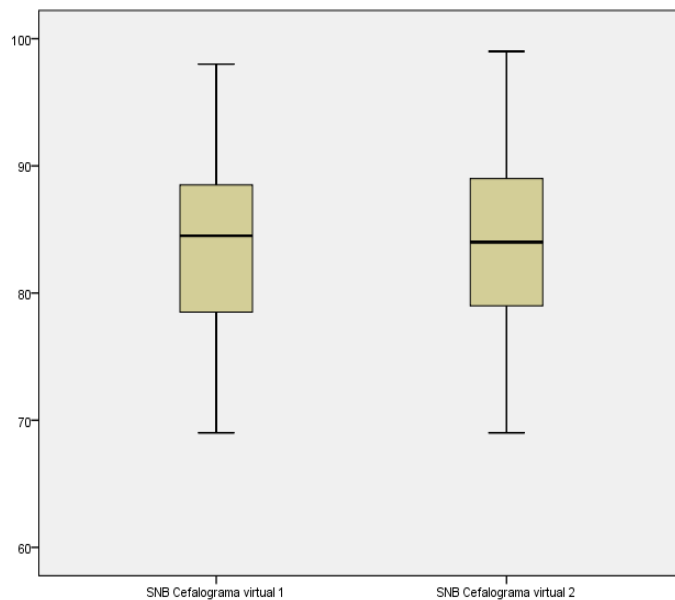


Figura 18. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo SNB en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales del ángulo ANB podemos ver (Tabla 8 y Figura 19) que la diferencia entre ambas es de 0.10° con una DE: 1.033 y con un p-valor de 0,515 es decir sin significancia estadística.

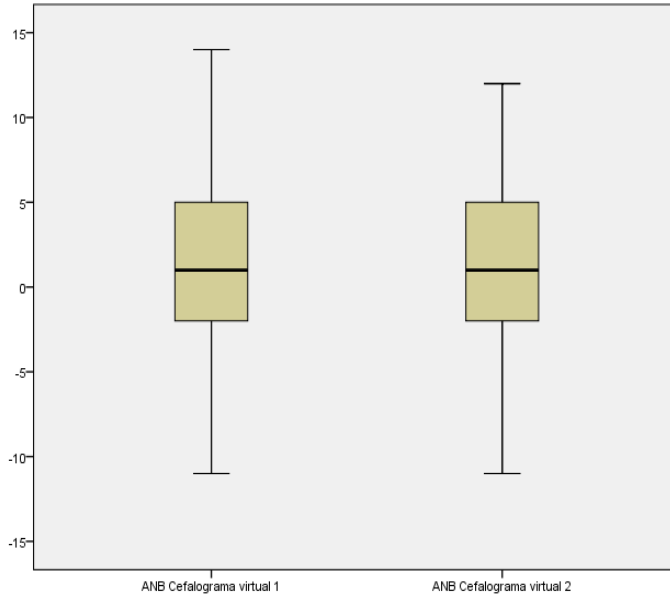


Figura 19. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo ANB en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales del ángulo SND podemos ver (Tabla 8 y Figura 20) que la diferencia entre ambas es de 0.15° con una DE: 0.921 y con un p-valor de 0,297 es decir sin significancia estadística.

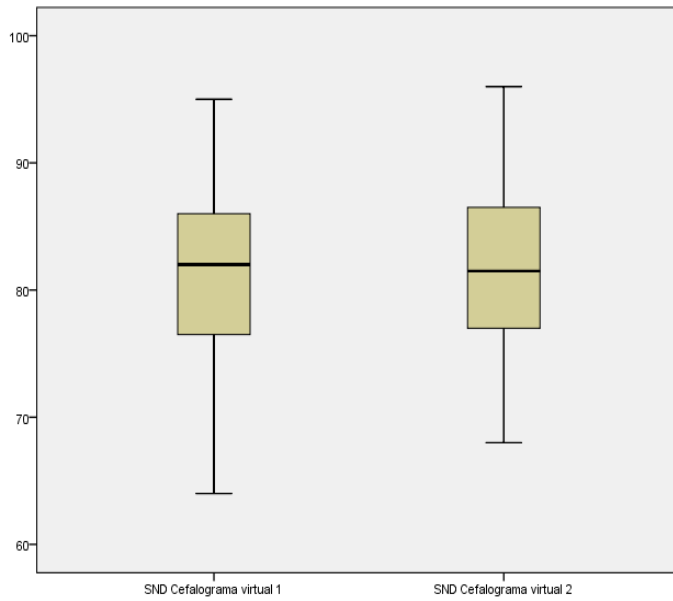


Figura 20. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo SND en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales el ángulo plano oclusal SN podemos ver (Tabla 8 y Figura 21) que la diferencia entre ambas es de 0.08° con una DE: 1.716 y con un p-valor de 0,867 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 21 un caso atípico en la primera medición.

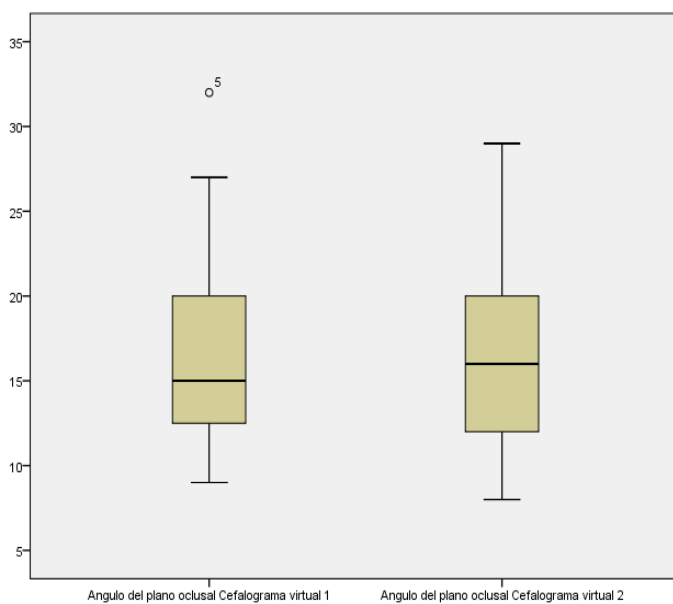


Figura 21. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo plano oclusal SN en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales el ángulo plano mandibular SN podemos ver (Tabla 8 y Figura 22) que la diferencia entre ambas es de 0.35° con una DE: 1.528 y con un p-valor de 0,239 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 22 un caso atípico en la primera medición.

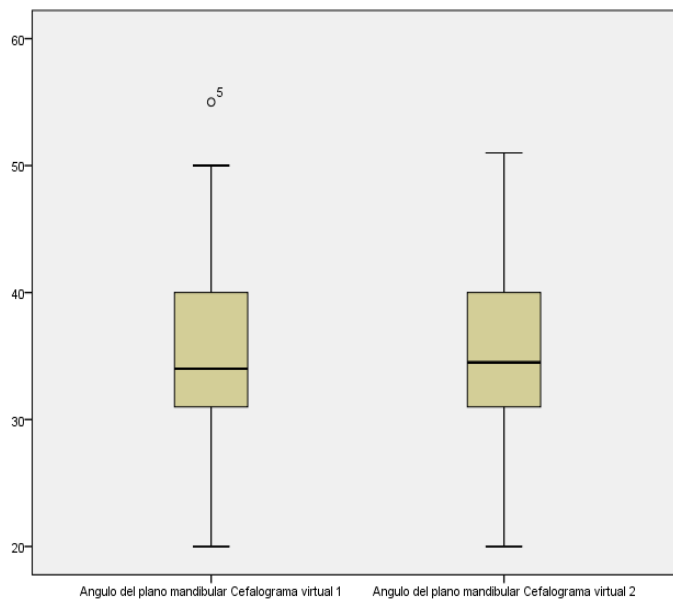


Figura 22. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo plano mandibular SN en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales el ángulo interincisivo podemos ver (Tabla 8 y Figura 23) que la diferencia entre ambas es de 0.55° con una DE: 4.057 y con un p-valor de 0,389 es decir sin significancia estadística.

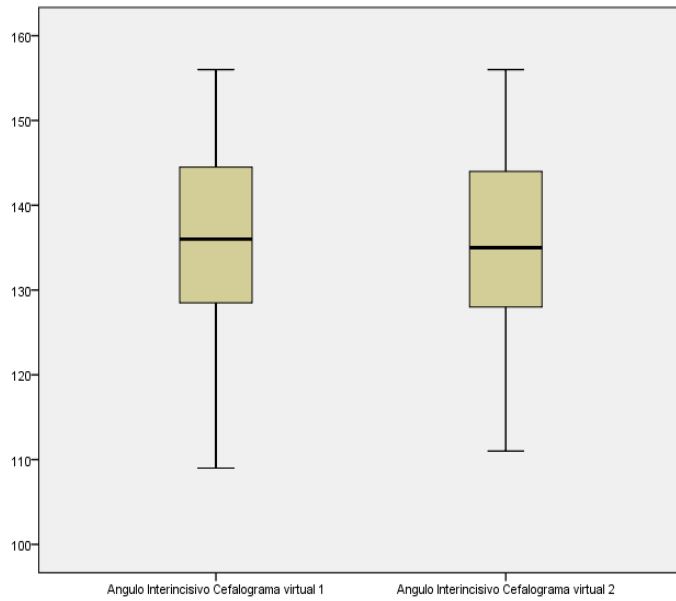


Figura 23. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo interincisivo en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales el ángulo IS respecto al plano NA podemos ver (Tabla 8 y Figura 24) que la diferencia entre ambas es de 0.10° con una DE: 3.128 y con un p-valor de 0,957 es decir sin significancia estadística.

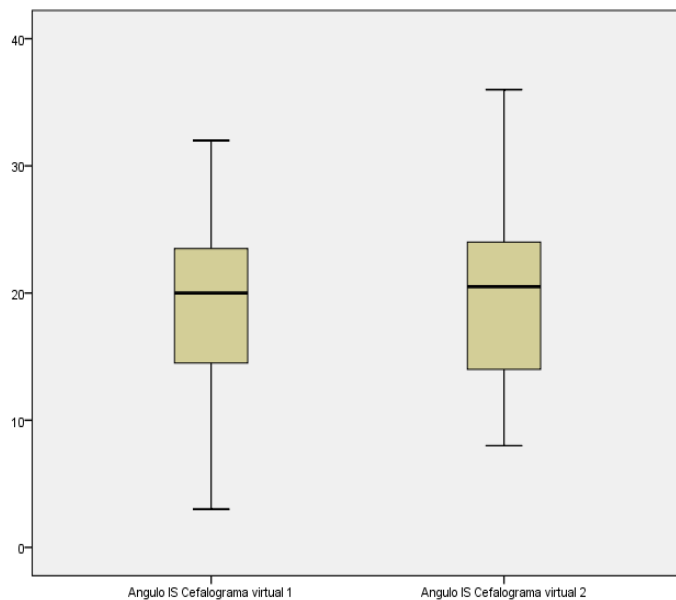


Figura 24. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo incisivo superior NA en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales el ángulo II respecto al plano NB podemos ver (Tabla 8 y Figura 25) que la diferencia entre ambas es de 0.73° con una DE: 2.428 y con un p-valor de 0,055 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 25 un caso atípico en la primera medición y dos en la segunda medición.

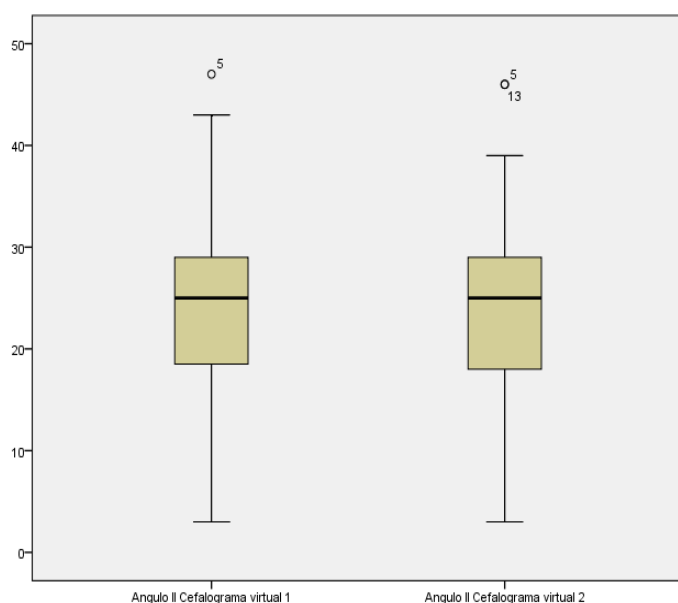


Figura 25. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición del ángulo incisivo inferior NB en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales la distancia SE podemos ver (Tabla 8 y Figura 26) que la diferencia entre ambas es de 0.43 mm con una DE: 1.231 y con un p-valor de 0,021 es decir con significancia estadística.

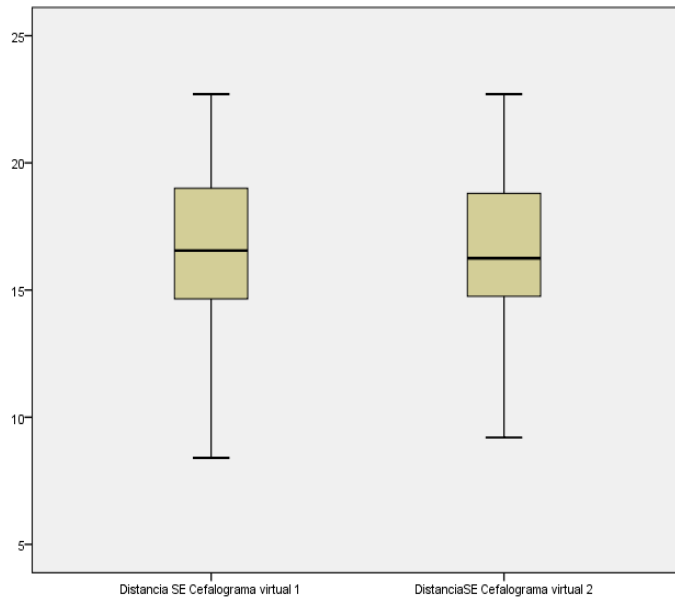


Figura 26. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición de la distancia SE en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales la distancia SL podemos ver (Tabla 8 y Figura 27) que la diferencia entre ambas es de 0.27 mm con una DE: 1.419 y con un p-valor de 0,335 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 27 dos casos atípicos en la primera medición.

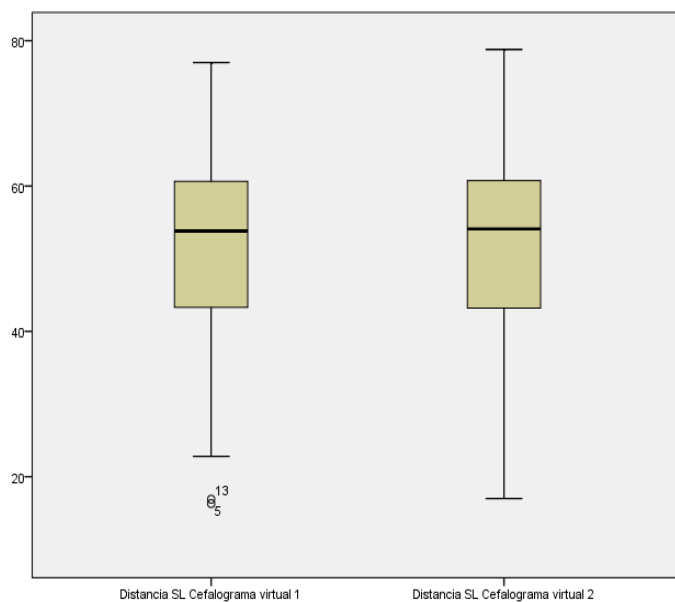


Figura 27. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la distancia SL en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales la posición del incisivo superior respecto al plano NA podemos ver (Tabla 8 y Figura 28) que la diferencia entre ambas es de 0.09 mm con una DE: 1.319 y con un p-valor de 0,660 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 28 hay dos casos atípicos en la primera medición.

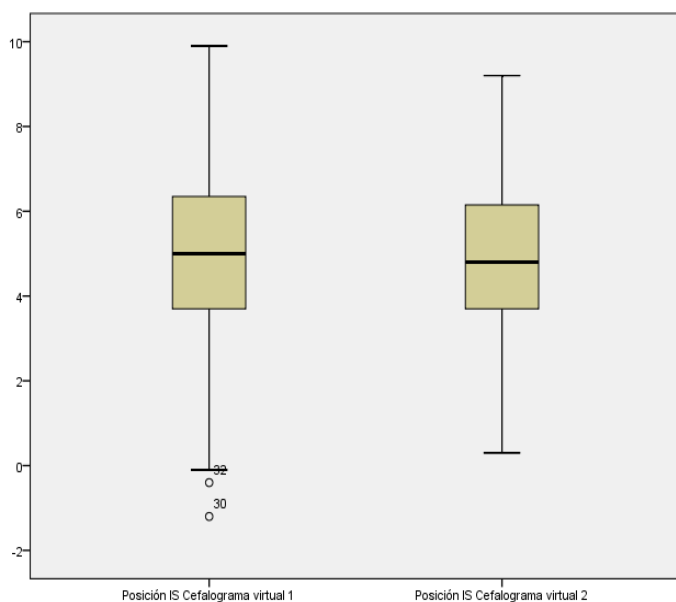


Figura 28. Diagramas de dispersión *boxplot* la primera y segunda medición de la posición incisivo superior NA en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales la posición del incisivo inferior respecto al plano NB podemos ver (Tabla 8 y Figura 29) que la diferencia entre ambas es de 0.01 mm con una DE: 0.538 y con un p-valor de 0,706 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 29 dos casos atípicos en la primera medición y tres en la segunda.

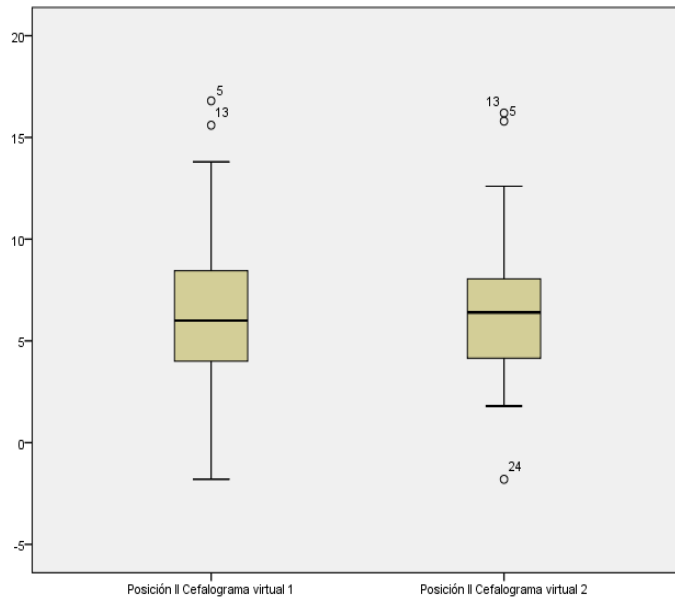


Figura 29. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la posición incisivo inferior NB en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera y la segunda medición en cefalogramas virtuales laterales la distancia de Pg a NB podemos ver (Tabla 8 y Figura 30) que la diferencia entre ambas es de -0.14 mm con una DE: 0.545 y con un p-valor de 0,135 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 30 tres casos atípicos y uno extremo en la primera medición, y tres casos atípicos en la segunda medición.

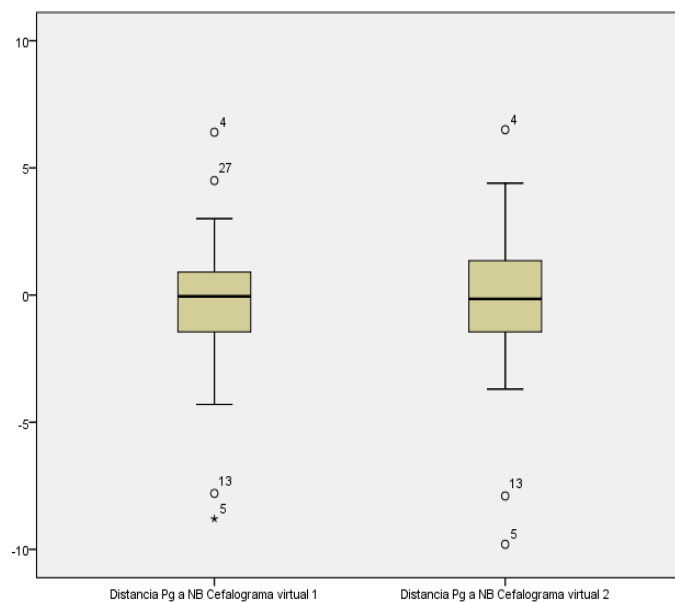


Figura 30. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera y segunda medición de la distancia Pg a NB en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Como conclusión, si comparamos la primera y la segunda medición en los cefalogramas virtuales laterales la mayor diferencia para medidas angulares es para el ángulo II NB con 0.73° sin diferencias estadísticamente significativas, la menor diferencia es para SNA con 0.03° ; para las medidas lineales la mayor diferencia es para SE con 0.43 mm con significancia estadística ($p 0.021$) y la menor diferencia es para la posición II N-B con 0.01 mm. Tabla 8.

Tabla 8. Promedio de diferencias entre la primera y segunda medición en cefalogramas virtuales laterales en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	DE	Mínimo	Máximo	Z	p-valor *
		Límite inferior	Límite superior						
Medidas angulares									
SNA	.03	-.44	.39	0.00	1.310	-4	3	-,079	,937
SNB	.20	-.52	.12	0.00	.992	-3	2	-1208	,227
ANB	.10	-.43	.23	0.00	1.033	-2	2	-,651	,515
SND	.15	-.44	.14	0.00	.921	-2	2	-1044	,297
Angulo plano oclusal SN	.08	-.62	.47	0.00	1.716	-4	3	-,167	,867
Angulo plano mandibular SN	.35	-.14	.84	.50	1.528	-2	6	-1177	,239
Angulo interincisivo	.55	-.75	1.85	1.00	4.057	-9	10	-,861	,389
Angulo IS N-A	.10	-.90	1.10	0.00	3.128	-7	11	-,054	,957
Angulo II N-B	.73	-1.50	.05	-1.00	2.428	-6	5	-1918	,055
Medidas lineales									
Distancia SE	.43	-.83	-.04	-.50	1.231	-5	2	-2314	,021*
Distancia SL	.27	-.73	.18	-.20	1.419	-5	3	-,963	,335
Posición IS N-A	.09	-.33	.51	.10	1.319	-3	3	-,440	,660
Posición II N-B	.01	-.16	.18	0.00	.538	-1	1	-,378	,706
Distancia Pg a NB	-.14	-.31	.04	-.20	.545	-1	1	-1496	,135

* Prueba de rangos con signo de Wilcoxon (significancia estadística $p < 0.05$)

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para SNA podemos ver (Tabla 9 y Figura 31) que la diferencia entre ambas es de 1.15° con una DE: 1.861 y con un p-valor de 0,000 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 31 un caso atípico en la medición correspondiente al cefalograma virtual.

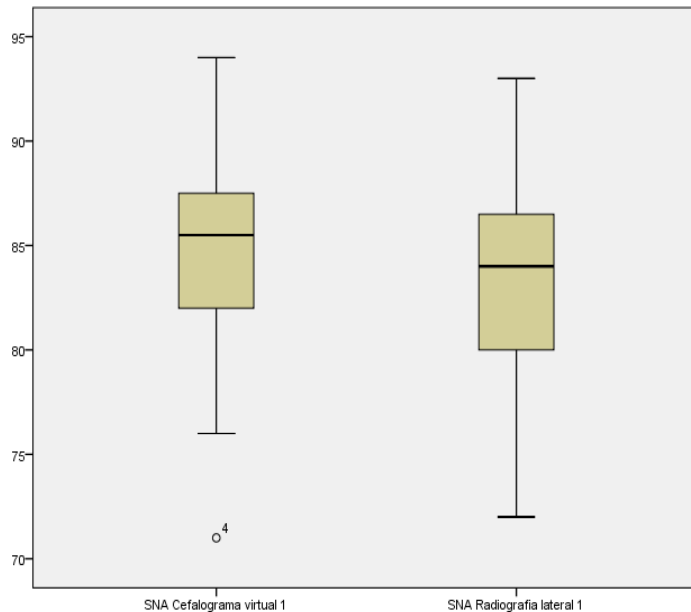


Figura 31. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SNA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para SNB podemos ver (Tabla 9 y Figura 32) que la diferencia entre ambas es de 0.90° con una DE: 1.336 y con un p-valor de 0,000 es decir con significancia estadística.

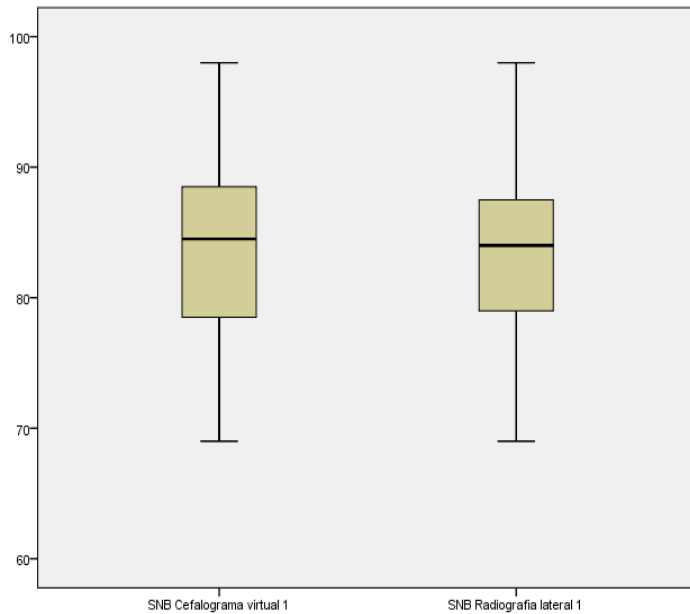


Figura 32. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SNB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para ANB podemos ver (Tabla 9 y Figura 33) que la diferencia entre ambas es de 0.38° con una DE: 1.444 y con un p-valor de 0,188 es decir sin significancia estadística.

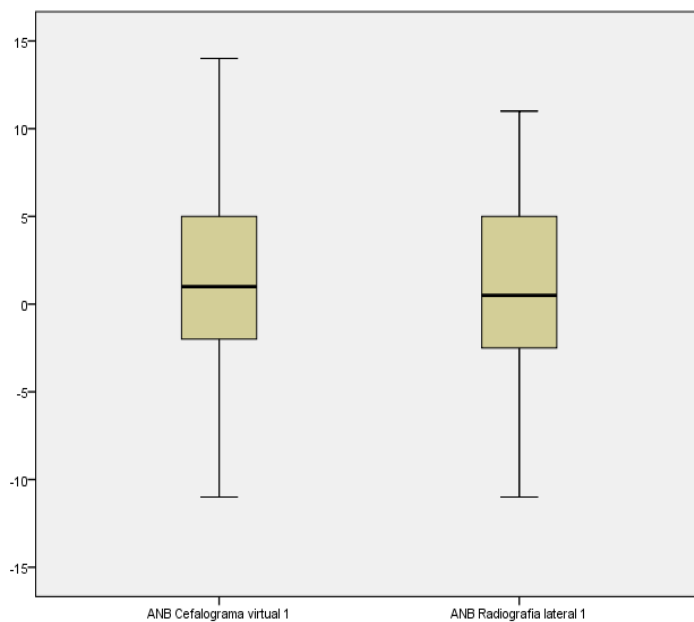


Figura 33. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo ANB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para SND podemos ver (Tabla 9 y Figura 34) que la diferencia entre ambas es de 0.68° con una DE: 1.207 y con un p-valor de 0,002 es decir con significancia estadística.

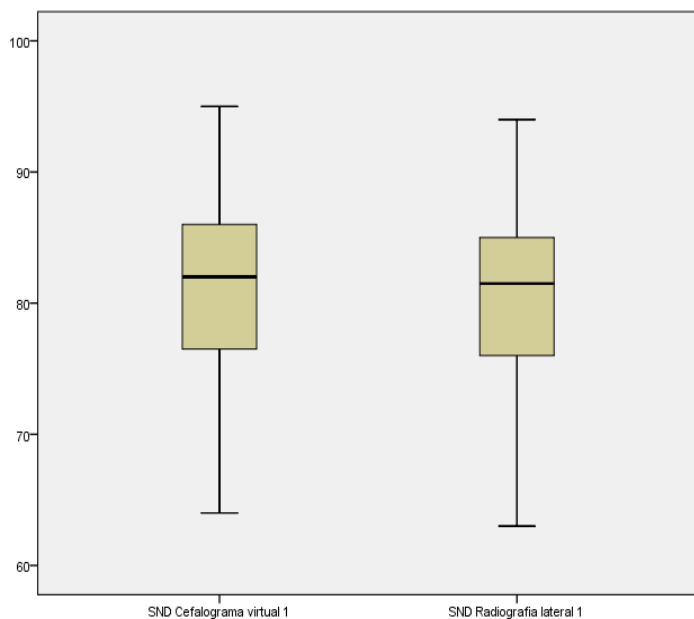


Figura 34. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SND en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo plano oclusal SN podemos ver (Tabla 9 y Figura 35) que la diferencia entre ambas es de 0.08° con una DE: 2.055 y con un p-valor de 0,684 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 35 hay un caso atípico en la medición que corresponde al cefalograma virtual lateral.

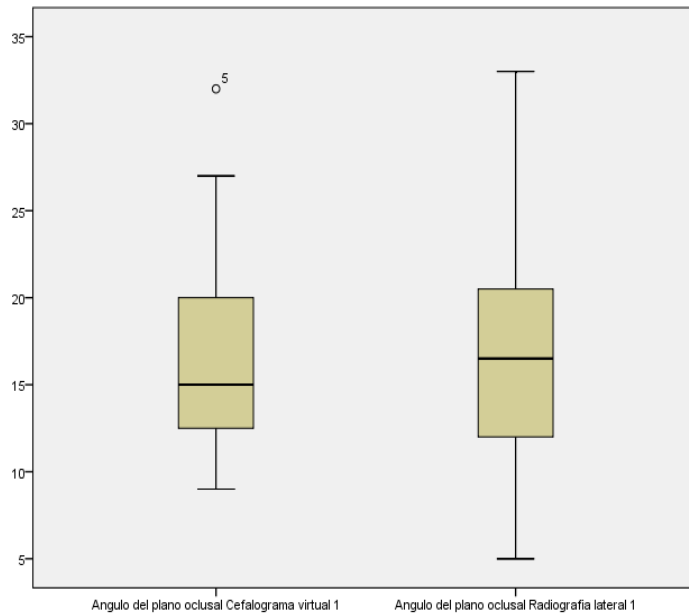


Figura 35. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo del plano oclusal a SN en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo del mandibular SN podemos ver (Tabla 9 y Figura 36) que la diferencia entre ambas es de 0.13° con una DE: 1.453 y con un p-valor de 0,638 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 36 un caso atípico en cada una de las mediciones que corresponden al mismo paciente.

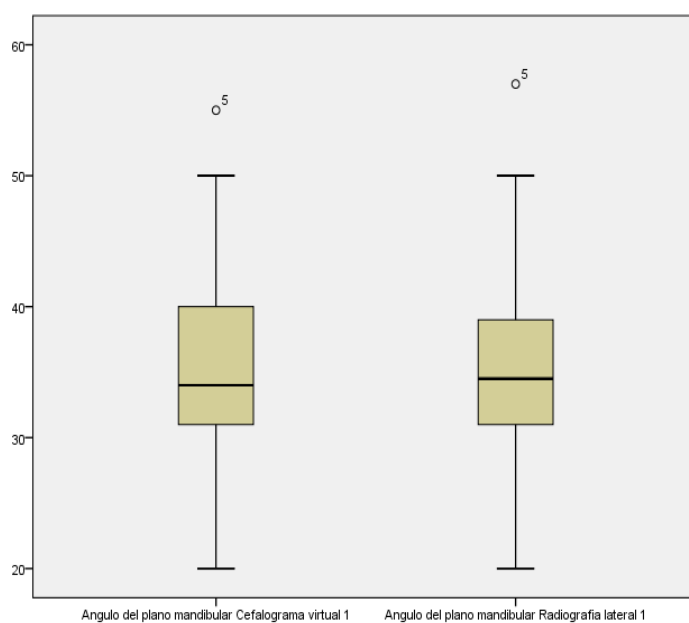


Figura 36. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo del plano mandibular a SN en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo interincisivo podemos ver (Tabla 9 y Figura 37) que la diferencia entre ambas es de 0.18° con una DE: 3.700 y con un p-valor de 0,944 es decir sin significancia estadística.

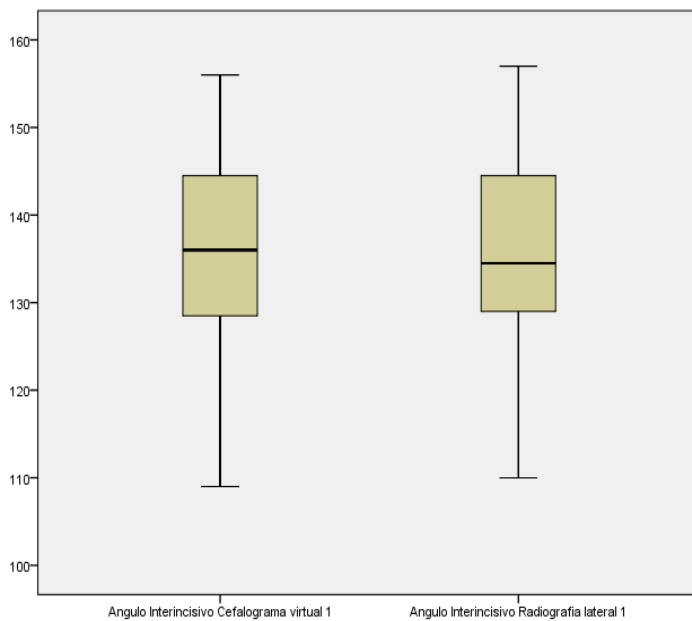


Figura 37. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo interincisivo en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo del incisivo superior respecto al plano NA podemos ver (Tabla 9 y Figura 38) que la diferencia entre ambas es de 1.15° con una DE: 3.110 y con un p-valor de 0,017 es decir con significancia estadística.

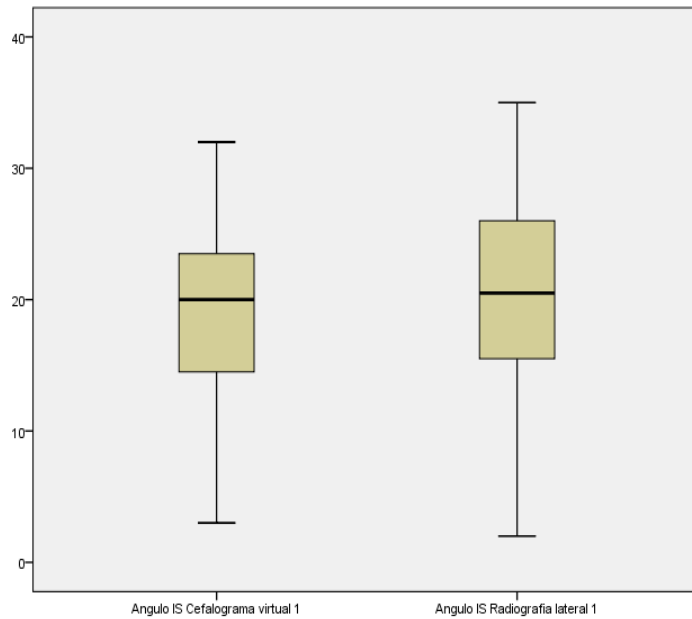


Figura 38. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo incisivo superior NA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo del incisivo inferior respecto al plano NB podemos ver (Tabla 9 y Figura 39) que la diferencia entre ambas es de 0.83° con una DE: 2.800 y con un p-valor de 0,106 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 39 un caso atípico en la medición realizada con cefalograma virtual lateral.

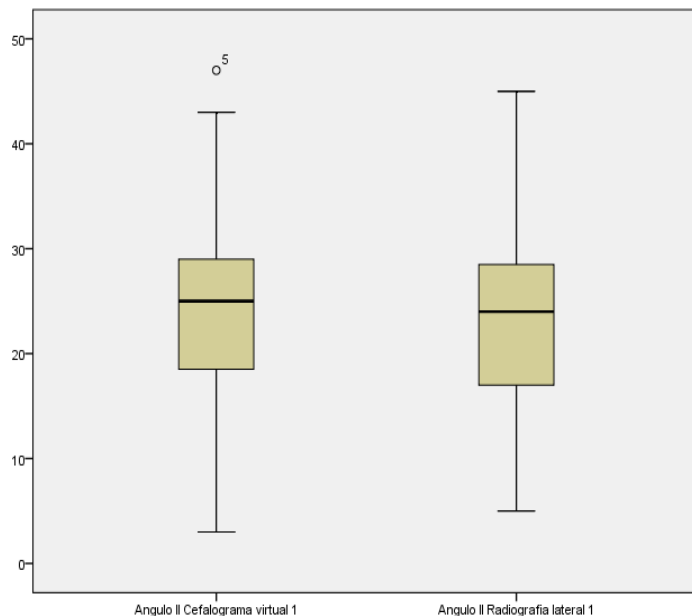


Figura 39. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo incisivo inferior NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia SE podemos ver (Tabla 9 y Figura 40) que la diferencia entre ambas es de 0.11 mm con una DE: 1.651 y con un p-valor de 0,226 es decir sin significancia estadística.

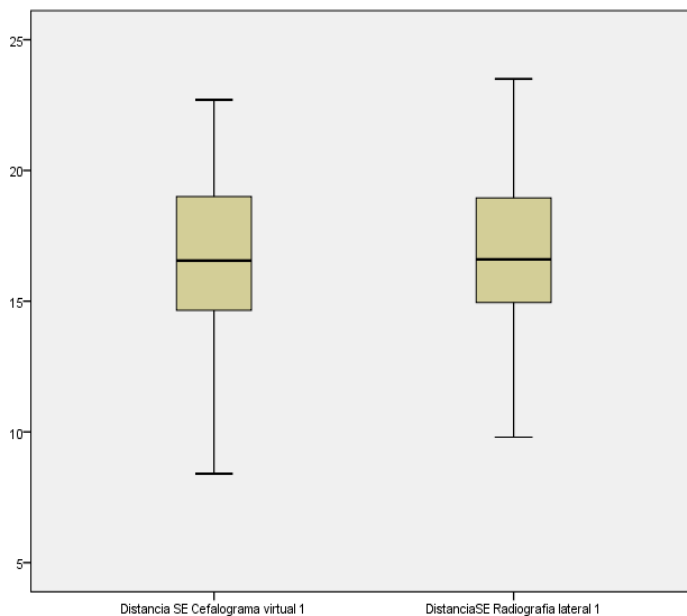


Figura 40. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia SE en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia SL podemos ver (Tabla 9 y Figura 41) que la diferencia entre ambas es de 1.43 mm con una DE: 2.396 y con un p-valor de 0,001 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 41 dos casos atípicos en la medición realizada por cefalograma virtual y un caso en la radiografía lateral digital.

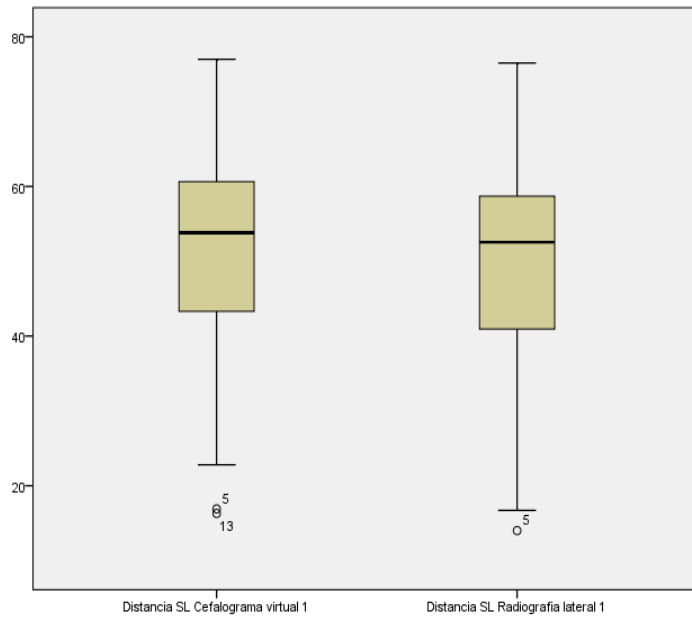


Figura 41. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia SL en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para la posición del incisivo superior respecto al plano NA podemos ver (Tabla 9 y Figura 42) que la diferencia entre ambas es de 0.33 mm con una DE: 1.730 y con un p-valor de 0,525 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 42 dos casos atípicos en cada una de las mediciones realizada por los tipos de imagen.

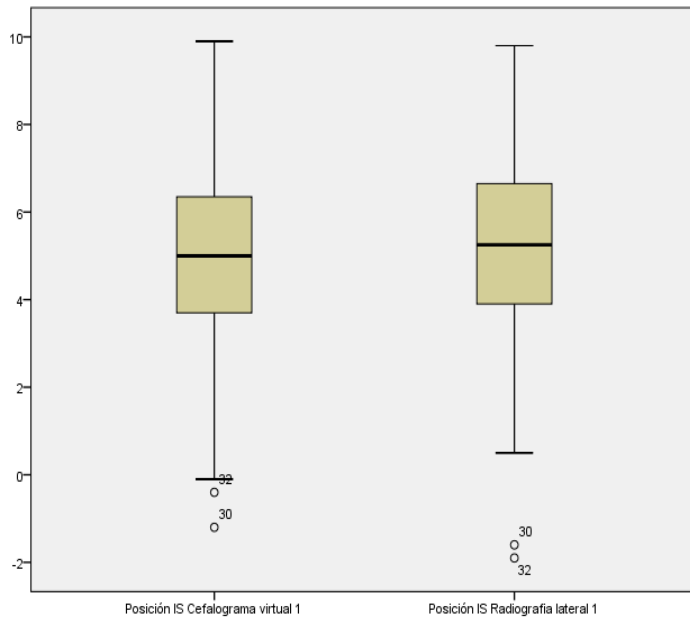


Figura 42. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la posición incisivo superior NA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para la posición del incisivo inferior respecto al plano NB podemos ver (Tabla 9 y Figura 43) que la diferencia entre ambas es de 0.00 mm con una DE: 0.858 y con un p-valor de 0,722 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 43 dos casos atípicos en la medición realizada por cefalograma virtual y un caso en la radiografía lateral digital.

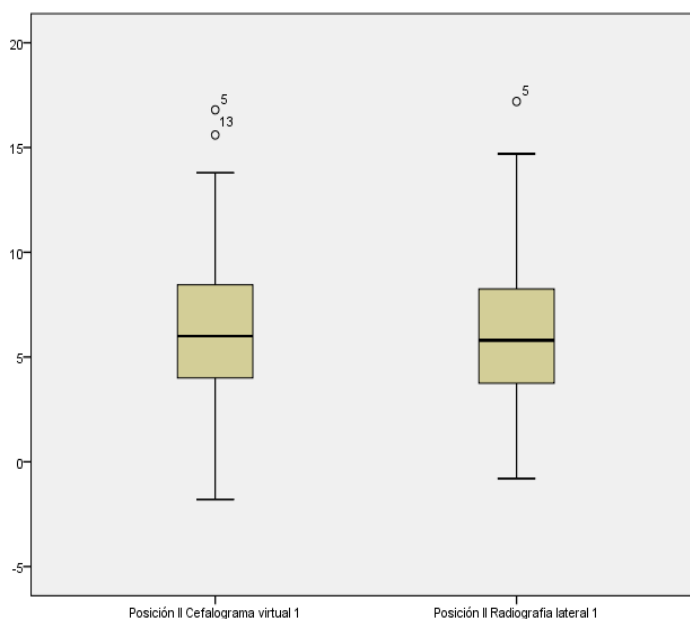


Figura 43. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la posición incisivo inferior NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia Pg a N-B podemos ver (Tabla 9 y Figura 44) que la diferencia entre ambas es de -0.22 mm con una DE: 0.688 y con un p-valor de 0,098 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 44 tres casos atípicos y un caso extremo en la medición realizada por cefalograma virtual y tres casos en la radiografía lateral digital.

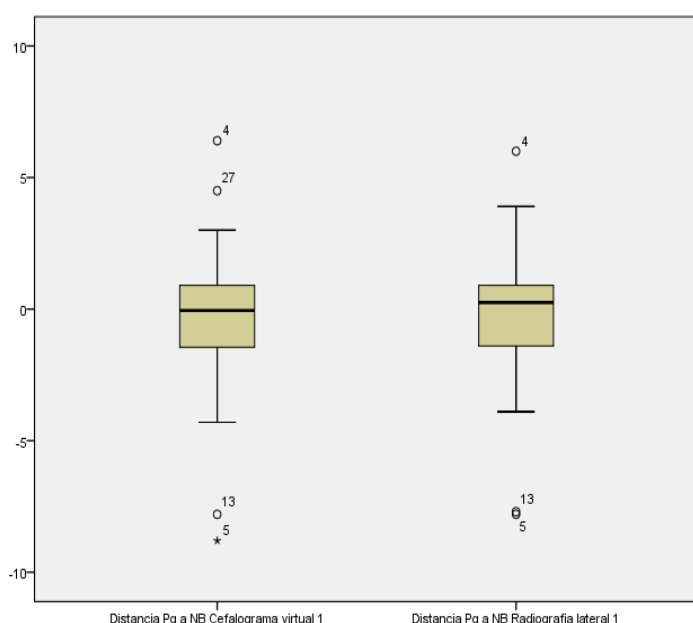


Figura 44. Diagramas de dispersión *boxplot* para la primera medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia Pg a NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

En conclusión, si comparamos la primera medición entre las dos técnicas de imágenes podemos ver que la mayor diferencia en cuanto a medidas angulares fue para SNA con una diferencia de 1.15° y para el ángulo del IS con 1.15° y la menor fue para el ángulo del plano oclusal con una diferencia de 0.08°; en cuanto a medidas lineales la mayor diferencia fue para la Distancia SL con 1.43 mm y la menor diferencia para Posición del II con 0.00 mm. Hubo diferencia estadísticamente significativa para 4 medidas angulares (SNA 0,000, SNB 0,000, SND 0,002, ángulo IS N-A 0,017) y 1 medida lineal (Distancia SL 0,001). Tabla 9.

Tabla 9. Promedio de diferencias entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual en la primera medición en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	DE	Mínimo	Máximo	Z	p-valor*
		Límite inferior	Límite superior						
Medidas angulares									
SNA	1.15	.55	1.75	1.00	1.861	-3	7	-3549	,000*
SNB	.90	.47	1.33	1.00	1.336	-2	4	-3575	,000*
ANB	.38	-.09	.84	0.00	1.444	-2	5	-1317	,188
SND	.68	.29	1.06	1.00	1.207	-2	4	-3096	,002*
Angulo plano oclusal SN	.08	-.73	.58	0.00	2.055	-4	5	-,407	,684
Angulo plano mandibular SN	.13	-.34	.59	0.00	1.453	-3	4	-,471	,638
Angulo interincisivo	.18	-1.01	1.36	-1.00	3.700	-6	11	-,070	,944
Angulo IS NA	1.15	-2.14	-.16	-1.00	3.110	-9	7	-2392	,017*
Angulo II NB	.83	-.07	1.72	1.00	2.800	-4	7	-1617	,106
Medidas lineales									
Distancia SE	.11	-.63	.42	-.15	1.651	-3	8	-1211	,226
Distancia SL	1.43	.67	2.20	1.80	2.396	-5	7	-3401	,001*
Posición IS NA	.33	-.88	.22	-.05	1.730	-6	2	-,635	,525
Posición II NB	.00	-.27	.27	.05	.858	-2	2	-,356	,722
Distancia Pg a NB	-.22	-.44	.00	-.10	.688	-2	1	-1657	,098

* Prueba de rangos con signo de Wilcoxon (significancia estadística $p < 0.05$)

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para SNA podemos ver (Tabla 10 y Figura 45) que la diferencia entre ambas es de 1° con una DE: 2.038 y con un p-valor de 0,005 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 45 dos casos atípicos en la medición realizada por el cefalograma virtual.

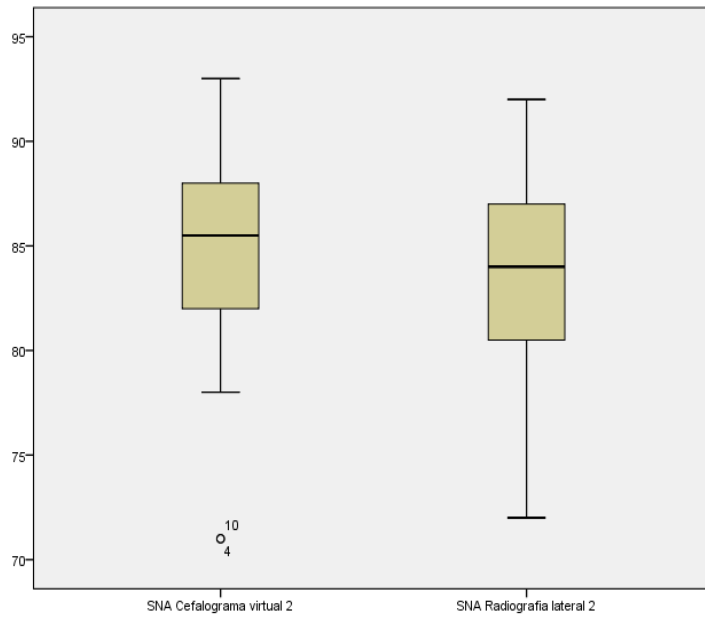


Figura 45. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SNA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para SNB podemos ver (Tabla 10 y Figura 46) que la diferencia entre ambas es de 0.65° con una DE: 1.642 y con un p-valor de 0,018 es decir con significancia estadística.

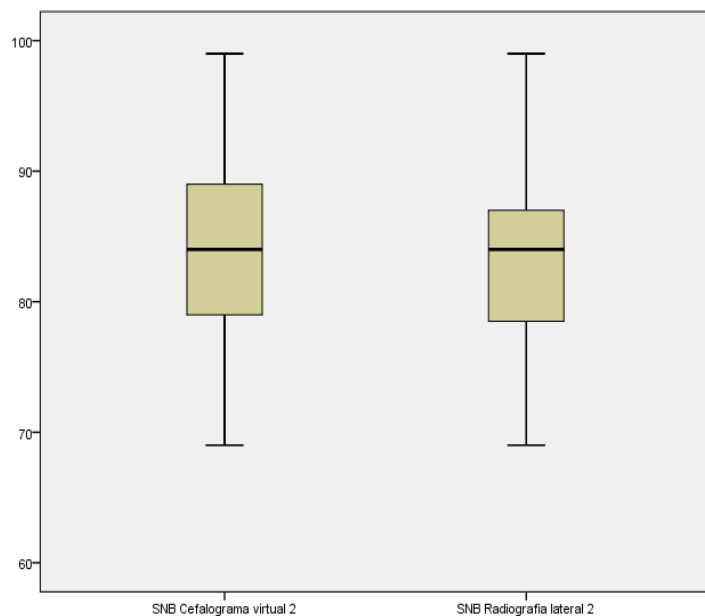


Figura 46. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SNB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para ANB podemos ver (Tabla 10 y Figura 47) que la diferencia entre ambas es de 0.28° con una DE: 1.358 y con un p-valor de 0,291 es decir sin significancia estadística.

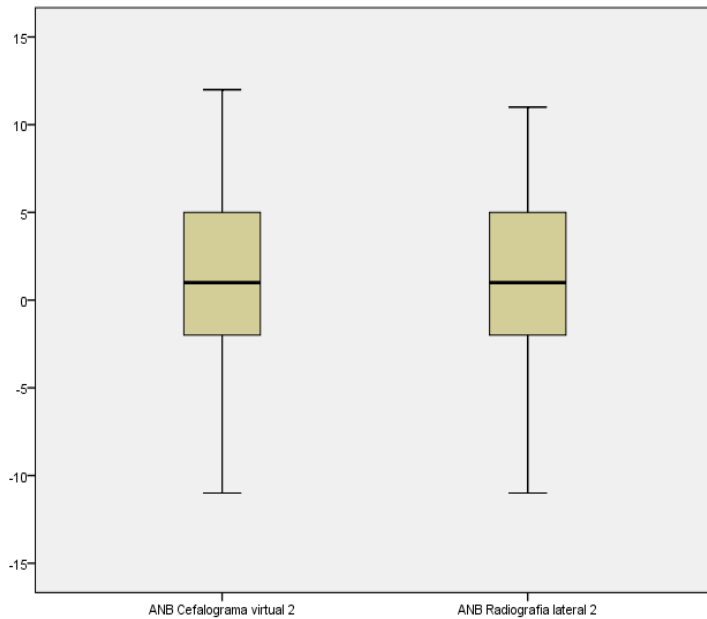


Figura 47. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo ANB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para SND podemos ver (Tabla 10 y Figura 48) que la diferencia entre ambas es de 0.73° con una DE: 1.617 y con un p-valor de 0,010 es decir con significancia estadística.

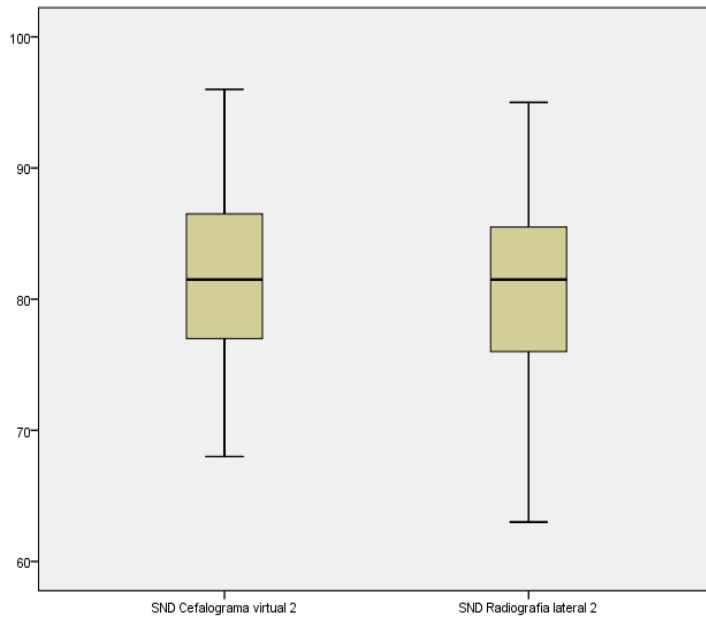


Figura 48. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo SND en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo plano oclusal SN podemos ver (Tabla 10 y Figura 49) que la diferencia entre ambas es de 0.13° con una DE: 2.388 y con un p-valor de 0,786 es decir sin significancia estadística.

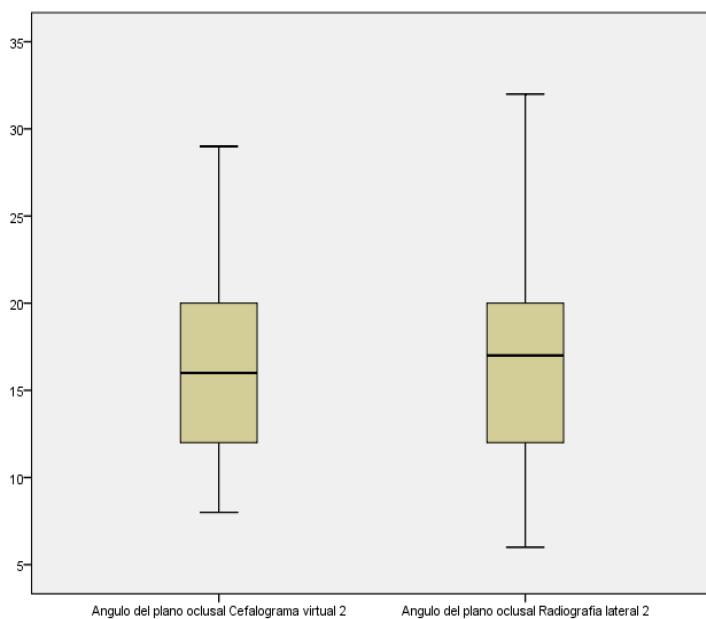


Figura 49. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo plano oclusal SN en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo plano mandibular SN podemos ver (Tabla 10 y Figura 50) que la diferencia entre ambas es de 0.28° con una DE: 2.088 y con un p-valor de 0,305 es decir sin significancia estadística.

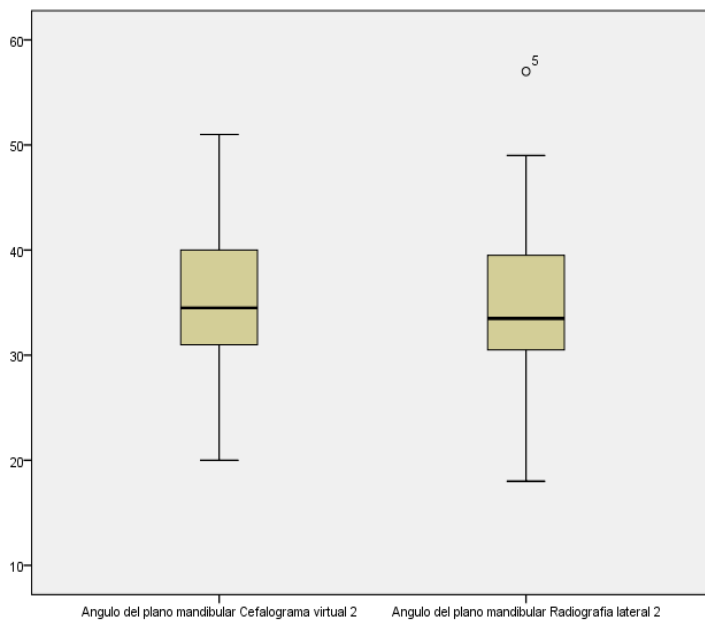


Figura 50. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo plano mandibular SN en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo interincisivo podemos ver (Tabla 10 y Figura 51) que la diferencia entre ambas es de 0.28° con una DE: 5.552 y con un p-valor de 0,706 es decir sin significancia estadística.

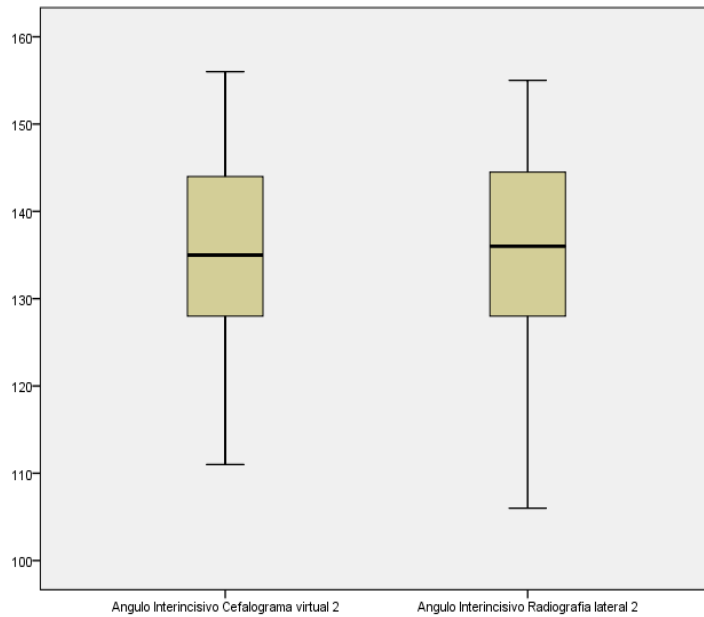


Figura 51. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo interincisivo en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo IS NA podemos ver (Tabla 10 y Figura 52) que la diferencia entre ambas es de 0.63° con una DE: 4.645 y con un p-valor de 0,464 es decir sin significancia estadística.

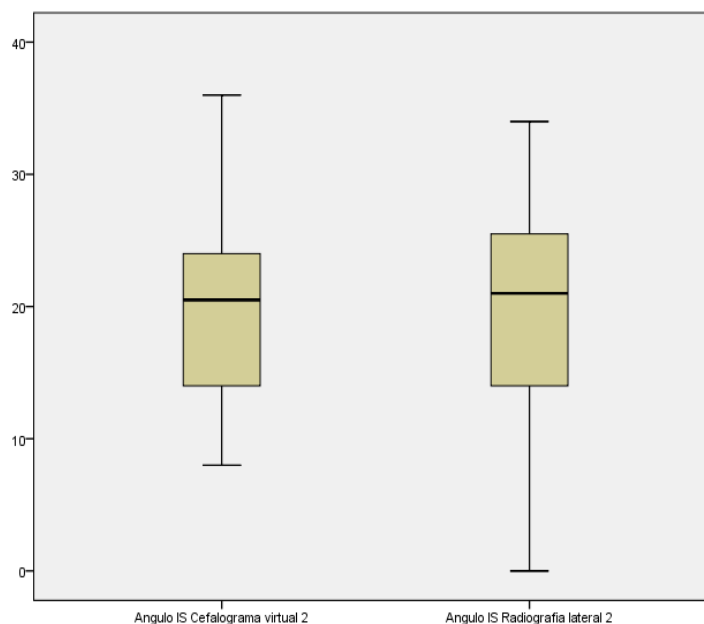


Figura 52. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo incisivo superior NA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para el ángulo II NB podemos ver (Tabla 10 y Figura 53) que la diferencia entre ambas es de 0.23° con una DE: 3.355 y con un p-valor de 0,410 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 53 dos casos atípicos en la medición realizada por el cefalograma virtual.

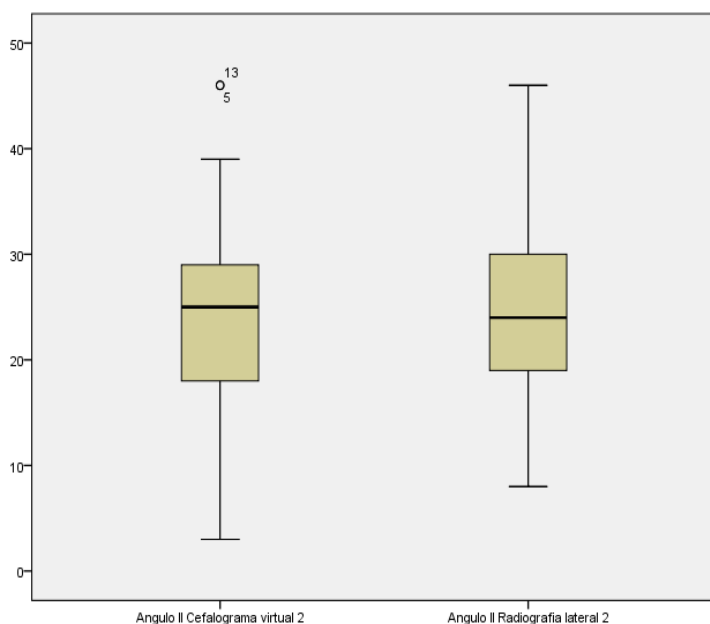


Figura 53. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales del ángulo incisivo inferior NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia SE podemos ver (Tabla 10 y Figura 54) que la diferencia entre ambas es de 0.70° con una DE: 1.573 y con un p-valor de 0,007 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 54 un caso atípico en la medición realizada por la radiografía lateral digital.

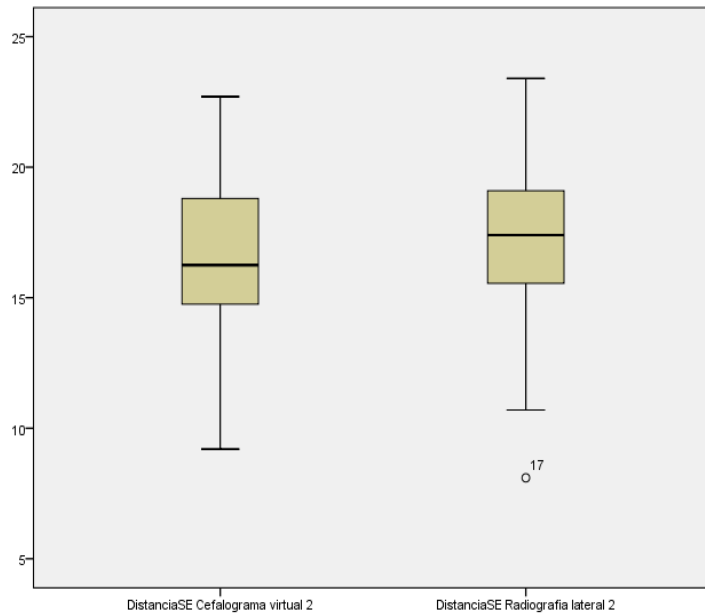


Figura 54. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia SE en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia SL podemos ver (Tabla 10 y Figura 55) que la diferencia entre ambas es de 1.32° con una DE: 2.989 y con un p-valor de 0,009 es decir con significancia estadística. Además, se observa en la Figura 55 un caso atípico en la medición realizada por la radiografía lateral digital.

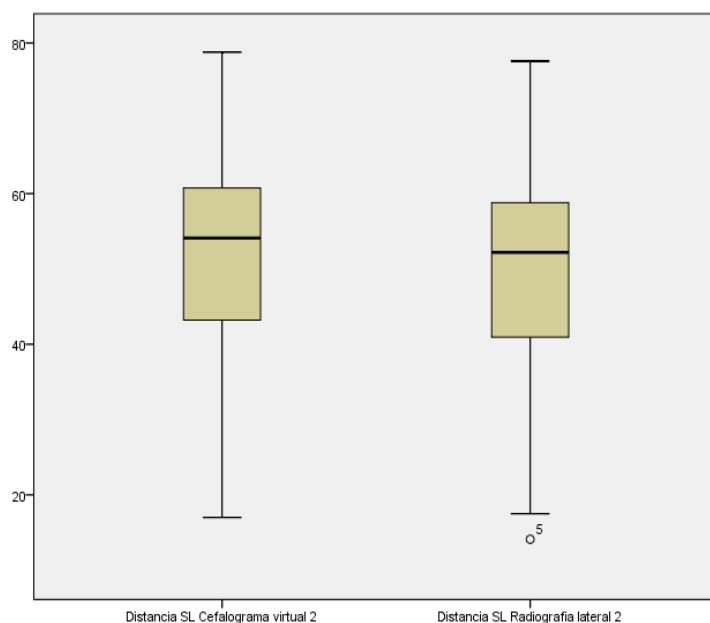


Figura 55. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia SL en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para la posición IS NA podemos ver (Tabla 10 y Figura 56) que la diferencia entre ambas es de 0.13° con una DE: 1.848 y con un p-valor de 0,872 es decir sin significancia estadística.

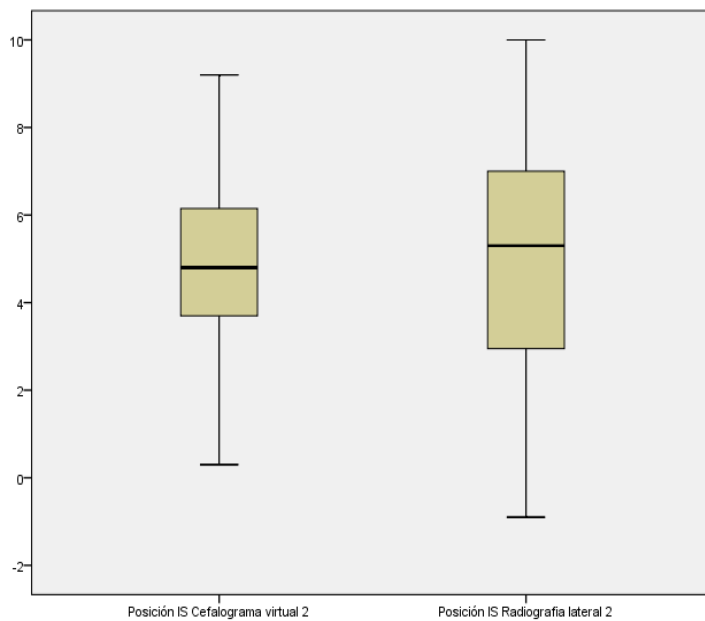


Figura 56. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la posición incisivo superior NA en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para la posición II NB podemos ver (Tabla 10 y Figura 57) que la diferencia entre ambas es de 0.02 mm con una DE: 0.708 y con un p-valor de 0,628 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 57 tres casos atípicos en la medición realizada con el cefalograma virtual lateral y dos con la radiografía lateral digital.

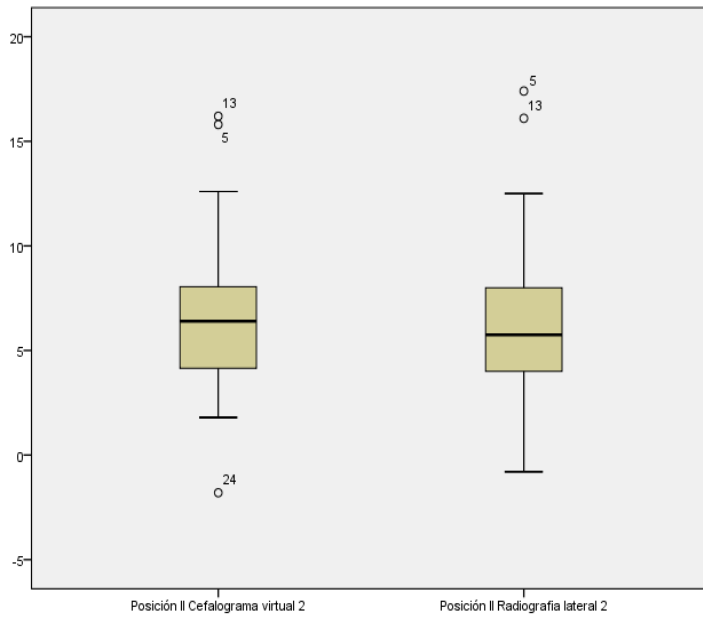


Figura 57. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la posición incisivo inferior NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Si comparamos la segunda medición entre las dos técnicas de imagen para la distancia Pg a NB podemos ver (Tabla 10 y Figura 58) que la diferencia entre ambas es de -0.22 mm con una DE: 0.857 y con un p-valor de 0,176 es decir sin significancia estadística. Además, se observa en la Figura 58 tres casos atípicos en cada una de las mediciones realizadas con los dos tipos de imagen.

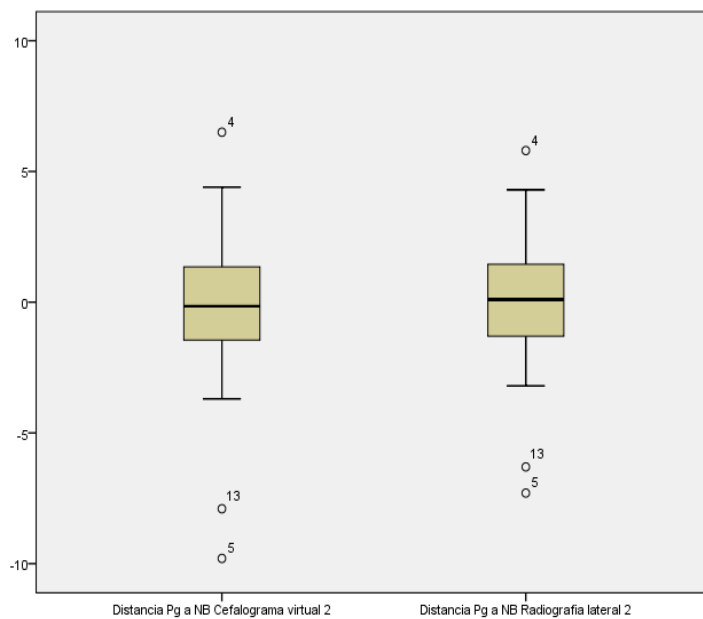


Figura 58. Diagramas de dispersión *boxplot* para la segunda medición entre radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de la distancia Pg a NB en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

En conclusión, al comparar la segunda medición entre las dos técnicas de imagen podemos ver que la mayor diferencia en cuanto a medidas angulares fue para SNA con 1° y la menor diferencia para el ángulo del plano oclusal con 0,13°; en cuanto a medidas lineales la mayor diferencia fue para la Distancia SL con 1.32 mm y la menor diferencia fue para la Posición del II con 0.02 mm. Presentaron diferencia estadísticamente significativa 3 medidas angulares (SNA 0,005, SNB 0,018, SND 0,010) y dos lineales (SE 0,007, SL 0,009) Tabla 10.

Tabla 10. Promedio de diferencias entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral en la segunda medición en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	Media	95% de intervalo de confianza para la media		Mediana	DE	Mínimo	Máximo	Z	p-valor*
		Límite inferior	Límite superior						
Medidas angulares									
SNA	1.00	.35	1.65	1.00	2.038	-3	6	-2783	,005*
SNB	.65	.12	1.18	0.00	1.642	-3	6	-2356	,018*
ANB	.28	-.16	.71	0.00	1.358	-2	4	-1057	,291
SND	.73	.21	1.24	1.00	1.617	-3	5	-2593	,010*
Angulo plano oclusal SN	.13	-.89	.64	0.00	2.388	-7	5	-,272	,786
Angulo plano mandibular SN	.28	-.39	.94	0.00	2.088	-6	7	-1026	,305
Angulo interincisivo	.28	-1.50	2.05	.50	5.552	-11	12	-,378	,706
Angulo IS NA	.63	-2.11	.86	-.50	4.645	-10	10	-,733	,464
Angulo II NB	.23	-.85	1.30	0.00	3.355	-8	8	-,824	,410
Medidas lineales									
Distancia SE	.70	-1.20	-.19	-.35	1.573	-7	2	-2702	,007*
Distancia SL	1.32	.37	2.28	1.40	2.989	-6	10	-2628	,009*
Posición IS NA	.13	-.72	.47	0.00	1.848	-5	2	-,161	,872
Posición II NB	.02	-.21	.24	.10	.708	-2	2	-,485	,628
Distancia Pg a NB	-.22	-.49	.05	-.10	.857	-3	1	-1353	,176

* Prueba de rangos con signo de Wilcoxon (significancia estadística $p < 0.05$)

Para evaluar la correlación entre las variables se utilizó la prueba no paramétrica de Spearman, en la comparación entre cefalogramas el rango varió de 0.863 – 0.986 para medidas angulares y de 0.808 – 0.985 para medidas lineales, en la comparación entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales en la primera medición el rango varió entre 0.9 – 0.971 para medidas angulares y 0.733 – 0.974 para medidas lineales; en la comparación entre radiografías laterales y cefalogramas virtuales en la segunda medición el rango varió entre 0.769 – 0.974 para medidas angulares y 0.686 – 0.972 para medidas lineales; y, en la comparación entre radiografías el rango varió entre 0.899 – 0.988 para medidas angulares y 0.864 – 0.991 para medidas lineales; como se puede ver en la Tabla 11 la correlación en la mayoría de las variables es mayor a 0.9; es decir es excelente, a pesar de que el ángulo IS NA en la comparación entre cefalogramas y radiografías en la segunda medición tenga la correlación más baja, todas tienen significancia estadística.

Tabla 11. Correlación no paramétrica de Spearman para radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de CBCT en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial 2016.

Variables	CV1 x CV2		RL1 x CV1		CV2 x RL2		RL1 x RL2	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Medidas angulares								
SNA	0.948	<0.001	0.9	<0.001	0.875	<0.001	0.956	<0.001
SNB	0.986	<0.001	0.971	<0.001	0.974	<0.001	0.987	<0.001
ANB	0.969	<0.001	0.947	<0.001	0.957	<0.001	0.976	<0.001
SND	0.986	<0.001	0.98	<0.001	0.971	<0.001	0.988	<0.001
Angulo plano oclusal SN	0.975	<0.001	0.939	<0.001	0.864	<0.001	0.932	<0.001
Angulo plano mandibular SN	0.979	<0.001	0.965	<0.001	0.935	<0.001	0.965	<0.001
Angulo interincisivo	0.922	<0.001	0.959	<0.001	0.879	<0.001	0.931	<0.001
Angulo IS NA	0.863	<0.001	0.918	<0.001	0.769	<0.001	0.899	<0.001
Angulo II NB	0.942	<0.001	0.956	<0.001	0.917	<0.001	0.929	<0.001
Medidas lineales								
Distancia SE	0.908	<0.001	0.815	<0.001	0.856	<0.001	0.911	<0.001
Distancia SL	0.985	<0.001	0.974	<0.001	0.969	<0.001	0.991	<0.001
Posición IS NA	0.808	<0.001	0.733	<0.001	0.686	<0.001	0.864	<0.001
Posición II NB	0.974	<0.001	0.961	<0.001	0.972	<0.001	0.98	<0.001
Distancia Pg a NB	0.919	<0.001	0.936	<0.001	0.904	<0.001	0.962	<0.001

CV1: cefalograma virtual primera medición
CV2: cefalograma virtual segunda medición
RL1: radiografía lateral primera medición
RL2: radiografía lateral segunda medición

IV. DISCUSIÓN

Las variaciones entre los dos tipos de imagen reflejan las diferencias técnicas inherentes a un sistema, en términos de obtención de la imagen⁸. Esto podría explicar los resultados obtenidos en el presente estudio pues, al comparar las técnicas de imagen por separado las diferencias fueron mínimas; para las radiografías laterales digitales el rango de diferencia varió entre 0.0° y 0.45° para medidas angulares sin diferencias estadísticamente significativas; para medidas lineales el rango de diferencia varió entre 0.01 mm y 0.16 mm con diferencia estadísticamente significativa para Pg a NB p-valor 0.042; en los cefalogramas virtuales laterales el rango de diferencia varió entre 0.03° y 0.73° para medidas angulares sin diferencias estadísticamente significativas; para medidas lineales el rango de diferencia varió entre 0.01 mm y 0.43 mm con diferencia estadísticamente significativa para la distancia SE p-valor 0,021. A su vez, si se comparan las dos técnicas de imagen entre sí la diferencia fue mayor, es así que, en la primera medición entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de CBCT el rango de diferencia varió entre 0.08° y 1.15° para las medidas angulares con diferencias estadísticamente significativas para SNA p-valor 0,000, SNB p-valor 0,000, SND p-valor 0,002, ángulo IS NA p-valor 0,017; para las medidas lineales el rango de diferencia varió entre 0.00 mm y 1.43 mm con diferencia estadísticamente significativa para una distancia SL p-valor 0,001; en la segunda medición entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de CBCT el rango de diferencia varió entre 0.13° y 1° para medidas angulares con diferencia estadísticamente significativa para SNA p-valor 0,005, SNB p-valor 0,018, SND p-valor 0,010; para las medidas lineales el rango de diferencia varió entre 0.02 mm y 1.32 mm con diferencia estadísticamente significativa para SE p-valor 0,007 y SL p-valor 0,009. Las diferencias fueron menores en la segunda medición en comparación con la primera.

Al comparar las técnicas de imagen entre sí tanto en la primera como en la segunda medición el ángulo SNA tuvo diferencias estadísticamente significativas, esto se podría justificar con la dificultad de localizar en Punto A de acuerdo con Yu *et al.*⁸⁷

El ángulo del incisivo superior NA tuvo diferencias estadísticamente significativas en la primera medición entre los dos tipos de imagen, resultado que concuerda con Wen *et al.*²⁵; en la radiografía lateral convencional a menudo es difícil localizar el ápice de un diente porque el contraste entre las imágenes del ápice y los tejidos circundantes suele ser deficiente⁸⁸. Además, es difícil distinguir entre incisivos centrales y laterales especialmente en casos de apiñamiento o cuando el incisivo lateral es más prominente que los centrales⁸⁹. Los puntos de referencia dentales generalmente tienen una menor validez en comparación con los puntos de referencia esquelético⁴⁰; pero entre ellos el punto A tiene una variabilidad mayor en comparación con el punto B debido a una variación más amplia y a la localización anatómica del punto A⁹⁰.

La distancia SL tuvo diferencias estadísticamente significativas tanto en la primera como en la segunda medición al comparar los dos tipos de imagen; esto puede justificarse por la dificultad para localizar el punto Pg (necesario para esta medida), debido a que se encuentra en una superficie curva por lo que su ubicación no es tan fácilmente reproducible²⁶ y generalmente estos puntos de referencia son más propensos a errores⁴⁰; al igual que el punto C1, que se identifica para establecer la distancia SE, la cual también tuvo diferencias estadísticamente significativas en la segunda medición al comparar los dos tipos de imagen. Resultados que se pueden comparar con otros en los que la localización de puntos en estructuras curvas tuvo menor reproducibilidad; así, estudios en los que compararon cefalogramas convencionales con los generados a partir de CBCT como el de Aksoy S. *et al.*²⁶ mostró buena reproducibilidad para la mayoría de medidas evaluadas excepto para Co-Gn, Go-Me, ENA-Me, Wits; Da Silva MB. *et al.*³⁰ mostró un CCI entre 0,969 y 0,999 es decir alta confiabilidad para la mayoría de mediciones excepto GoGn.SN e IMPA, que involucraron el punto Go y las medidas lineales que involucraron los labios presentaron una diferencia significativa.

La distancia Pg a NB tuvo diferencia estadísticamente significativa al comparar la primera y segunda medición en radiografías que también podría justificarse como lo señala Tng TT. *et al.*⁹¹ que cuando los puntos de referencia están ubicados en una curva como el punto A, el punto B o Pg, el error es mayor.

La diferencia entre los dos tipos de imagen fue mínima lo que supone que medidas generadas a partir de cefalogramas de CBCT son comparables con los convencionales. La adecuada reproducibilidad puede deberse gracias a la posibilidad de mover el volumen de CBCT hasta una posición adecuada, en donde los lados derecho e izquierdo puedan coincidir hasta obtener una imagen ideal, esto gracias a la opción de cefalograma virtual del equipo Planmeca Romexis; además de las herramientas del software que permite mejorar brillo y contraste para que los puntos a localizar sean más visibles; así también en la radiografía lateral digital hoy en día y con los modernos equipos disponibles en el mercado, permite mejorar la imagen con la finalidad de que los puntos anatómicos sean más fáciles de identificar; sin embargo los errores de proyección inherentes a la técnica convencional pueden dificultar la localización de los puntos⁷⁰.

Resultados obtenidos en este estudio concuerdan con varios otros que también compararon cefalogramas convencionales con los generados a partir de CBCT y obtuvieron una adecuada reproducibilidad para ambos, estudios como los de Aksoy S. *et al.*²⁶, Hariharan A. *et al.*²⁷, Cassetta M. *et al.*²⁸, Cattaneo PM. *et al.*⁷⁰, Da Silva MB. *et al.*³⁰; Zamora N. *et al.*³⁵; otros sin embargo; recalcan una mejor precisión para los cefalogramas obtenidos de CBCT como Shokri A. *et al.*²⁹, quienes usaron cráneos secos para las mediciones, es decir, contaban con un *gold standar* y sus resultados mostraron que los valores obtenidos en cefalogramas de CBCT estaban mucho más cerca de la distancia real, menciona además que, sería deseable que el diagnóstico de ortodoncia y la planificación del tratamiento se basen en exploraciones de CBCT en lugar de cefalogramas convencionales, especialmente cuando las decisiones dependen de mediciones lineales precisas como la cirugía ortognática; Navarro RL. *et al.*⁶, también menciona una mejor reproducibilidad en cefalogramas de CBCT pues en su estudio no hubo diferencias estadísticamente significativas entre la primera y segunda observación a diferencia de los otros dos métodos que utilizó (trazado manual y cefalograma lateral digital), menciona por tanto que los trazos son más fiables, Van Vlijmen Oj. *et al.*⁶⁹, señala que la reproducibilidad de las mediciones en cefalogramas generados a partir de CBCT fue mejor, en comparación con los convencionales. No hubo diferencias clínicamente relevantes entre los dos tipos de imagen, por lo tanto, los

cefalogramas generados a partir de CBCT son adecuados para el seguimiento longitudinal en pacientes que tienen registros 2D y 3D.

Es necesario recalcar además la importancia del trazado digital con las siguientes ventajas: excelente reproducibilidad, el tiempo que se ahorra evitando el trazado y la eficiencia pues no es necesario un equipo adicional⁸⁷. Si bien en nuestro estudio en análisis computarizado que se utilizó fue únicamente el NemoCeph hay otros estudios que han comparado diferentes tipos de software; como In vivo 5.1.2, Maxilim y Romexis para el estudio de Aksoy S. *et al.*²⁶ con resultados similares y buena reproducibilidad en la mayoría de medidas evaluadas; Zamora N. *et al.* comparó NemoCeph 3D e InVivo5 sin diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones angulares o lineales utilizando los dos paquetes de software; sería ideal que se realicen más estudios utilizando otros tipos de software para comparaciones.

Estudios previos^{19,21,92,93} han indicado que diferencias de hasta 2° o 2 mm no representan relevancia clínica (en nuestro estudio el rango de diferencia fue mucho menor); sin embargo, la precisión es importante, errores de visualización de la imagen resultaría en diagnósticos alterados y por ende en planes de tratamiento erróneos⁹⁴.

Recientemente Wen *et al.*²⁵ (2017) señalan dos puntos importantes acerca de las ventajas y desventajas del cefalograma 2D generado por CBCT; una ventaja podría ser que dichos cefalogramas serían una alternativa a la radiografía lateral convencional para pacientes con exploraciones de CBCT ya disponibles, lo que minimiza la exposición del paciente a la radiación y los gastos para la radiografía; la desventaja, los cefalogramas podrían no agregar valor para cada caso de ortodoncia, además una exposición adicional no es necesaria si las imágenes simplemente se colapsan para producir una imagen en 2D desde la cual trabajar²⁵.

Consideremos además que para la obtención de un cefalograma a partir de CBCT el campo de visión a utilizar es el más grande, con la finalidad de que estructuras como S, N, dentición y maxilares se puedan observar, esta exposición supone una dosis de entre 68 a 368 mSv a diferencia de una radiografía lateral digital que genera una dosis aproximada de 30 mSv⁹⁵. Si bien hay varias guías y autores que han puesto a disposición directrices y recomendaciones sobre el uso de CBCT en

ciertas circunstancias^{50,77}; y que además resulta beneficiosa para pacientes con deformidades maxilofaciales (paladar hendido y deformidad asimétrica severa) y para aquellos que requieren cirugía ortognática⁹⁶; la decisión finalmente la toma el clínico de acuerdo a cada caso en particular siempre considerando que los beneficios deben superar los riesgos. Especialmente cuando se trata de niños y adultos jóvenes la selección de un estudio imagenológico debe basarse en los antecedentes del paciente, el examen clínico, las imágenes disponibles y la presencia o no de una afección clínica³.

V. CONCLUSIONES

- La identificación de puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner en radiografías laterales digitales mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph mostró una adecuada reproducibilidad, diferencias mínimas y una correlación casi perfecta.
- La identificación de puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner en cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph mostró una adecuada reproducibilidad, diferencias mínimas y una correlación casi perfecta.
- Las discrepancias entre los valores angulares y lineales del análisis de Steiner obtenidos con radiografías laterales digitales y cefalogramas virtuales laterales de tomografía computarizada de haz cónico mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado NemoCeph fueron mínimas.

V. RECOMENDACIONES

- Realizar más estudios para validar los datos obtenidos.
- Incentivar el uso de las herramientas con las que cuenta el software Romexis; en este caso por la precisión que brinda.
- Debido a los riesgos de radiación se sugiere que una exploración de CBCT siempre sea justificada; para ello se cuenta con varias guías como las mencionadas en las bases teóricas y sobre todo con el criterio del clínico.

VII. FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Broadbent BH. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Orthod* 1931; 51:93-114.
2. Rino Neto J, Paiva JB, Queiroz GV, Attizzani MF, Miasiro Junior H. Evaluation of radiographic magnification in lateral cephalograms obtained with different X-ray devices: Experimental study in human dry skull. *Dental Press J Orthod*. 2013; 18(2):17.e1-7.
3. Pittayapat P, Bornstein MM, Imada TS, Coucke W, Lambrichts I, Jacobs R. Accuracy of linear measurements using three imaging modalities: two lateral cephalograms and one 3D model from CBCT data. *Eur J Orthod*. 2015; 37(2):202-8.
4. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements: 1. Landmark identification. *Am J Orthod*. 1971; 60(2):111–127
5. Adams GL, Gansky SA, Miller A, Harrell WE, 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.
6. Souza KRS, Oltramari-Navarro PVP, Navarro RL, Castro AC, Rodrigues M. Reliability of a method to conduct upper airway analysis in cone-beam computed tomography. *Braz Oral Res*. 2013; 27:48–54.
7. Halazonetis DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 127:627–637.
8. Navarro RL, Oltramari-Navarro PVP, Fernandes TMF, Oliveira GF, Conti ACCF, Almeida RR. Comparison of manual, digital and lateral CBCT cephalometric analyses. *J Appl Oral Sci*. 2013; 21(2):167-76.
9. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod*. 1999; 69:491–506.
10. Adams JW. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthod*. 1940; 10:3–13.

11. Nervina JM. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Aust Dent J.* 2012; 57(1):95-102.
12. Hixon EH. Cephalometrics and longitudinal research. *Am J Orthod.* 1960; 46:36–42.
13. Salzmann JA. Limitations of roentgenographic cephalometrics. *Am J Orthod.* 1964; 50:169–188.
14. Bjork A, Solow B. Measurements on radiographs. *J Dent Res.* 1962; 41:672–683.
15. Kumar V, Ludlow JB, Mol A, Cevidanes L. Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007; 36(5):263-9.
16. Mah J, Huang J, Bumann A. The cone-beam decision in orthodontics. *Proceedings of the 32nd Annual Moyers Symposium.* Ann Arbor; 2006. p. 59-75.
17. Thurzo A, Javorka V, Stanko P, Lysy J, Suchancova B, Lehotska V, et al. Digital and manual cephalometric analysis. *Bratisl Lek Listy.* 2010; 111:97–100.
18. Naoumova J, Lindman R. A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod.* 2009; 31:247–253.
19. Chen YJ, Chens K, Yao JCC, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.* 2004; 74:155–161.
20. Kusnoto B. Two-dimensional cephalometry and computerized orthognathic surgical treatment planning. *Clin Plast Surg.* 2007; 34:417–426.
21. Naoumova J, Lindman R. A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod.* 2009; 31:247–253.
22. Leonardi R, Giordano D, Maiorana F, Spampinato C. Automatic cephalometric analysis. *Angle Orthod.* 2008; 78:145–151.
23. Vlijmen OCv, Maal TJJ, Bergé SJ, Bronkhorst EM, Katsaraos C, Jagtman AMK. A comparison between two-dimensional and three-dimensional

- cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *Eur J Orthod.* 2009; 117:300–305.
24. Tan SS, Ahmad S, Moles DR, Cunningham SJ. Picture archiving and communications systems: a study of reliability of orthodontic cephalometric analysis. *Eur J Orthod.* 2011; 33:537–543.
 25. Wen J, Liu S, Ye X, Xie X, Li J, Li H, Mei L. Comparative study of cephalometric measurements using 3 imaging modalities. *J Am Dent Assoc.* 2017; 148(12):913-921.
 26. Aksoy S, Kelahmet U, Hincal E, Oz U, Orhan K. Comparison of linear and angular measurements in CBCT scans using 2D and 3D rendering software. *Biotechnol Biotechnol Equip.* 2016; 30(4):777-784.
 27. Hariharan A, Diwakar N R, Jayanthi K, Hema H M, Deepukrishna S, Ghaste SR. The reliability of cephalometric measurements in oral and maxillofacial imaging: Cone beam computed tomography versus two-dimensional digital cephalograms. *Indian J Dent Res.* 2016; 27:370-7.
 28. Cassetta M, Altieri F, Di Giorgio R, Silvestri A. Two-Dimensional and Three-Dimensional Cephalometry Using Cone Beam Computed Tomography Scans. *J Craniofac Surg.* 2015 Jun; 26(4):e311-5.
 29. Shokri A, Khajeh S, Khavid A. Evaluation of the accuracy of linear measurements on lateral cephalograms obtained from cone-beam computed tomography scans with digital lateral cephalometric radiography: an in vitro study. *J Craniofac Surg.* 2014 Sep; 25(5):1710-3.
 30. Da Silva MB, Gois BC, Sant'Anna EF. Evaluation of the reliability of measurements in cephalograms generated from cone beam computed tomography. *Dental Press J Orthod.* 2013 Jul-Aug; 18(4):53-60.
 31. Lemieux G, Carey JP, Flores-Mir C, Secanell M, Hart A, Lagravère MO. Precision and accuracy of suggested maxillary and mandibular landmarks with cone-beam computed tomography for regional superimpositions: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016; 149(1):67-7.
 32. Neiva MB, Soares AC, Lisboa C de O, Vilella O de V, Motta AT. Evaluation of cephalometric landmark identification on CBCT multiplanar and 3D reconstructions. *Angle Orthod.* 2015; 85(1):11-7.

33. Park C-S, Park J-K, Kim H, Han S-S, Jeong H-G, Park H. Comparison of conventional lateral cephalograms with corresponding CBCT radiographs. *Imaging Sci in Dent.* 2012; 42(4):201-205.
34. Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40:492–500.
35. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod.* 2011 Sep; 81(5):856-64.
36. Chen MH, Chang J, Kok SH, Chen YP, Huang YD, Cheng KY, Lin ChP. Intraobserver reliability of landmark identification in cone-beam computed tomography-synthesized two-dimensional cephalograms versus conventional cephalometric radiography: A preliminary study. *JDS.* 2014; 9:56-62.
37. White S, Pharoah M. *Oral Radiology Principles and Interpretation.* 7th ed. Canada: Mosby; 2014.
38. Whaites E. *Fundamentos de Radiología dental.* 4^a ed. Barcelona: Masson, 2008.
39. Haring JI, Jasen L. *Radiología dental: Principios y técnicas.* 2^a ed. México, D.F.: McGraw-Hill; 2002.
40. Durão AP, Pittayapat P, Rockenbach MI, Olszewski, Ng S, Ferreira AP, Jacobs R. Validity of 2D lateral cephalometry in orthodontics: a systematic review. *Progr Orthod.* 2013; 14:1-31.
41. Lagravère M, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137 (5): 598-604.
42. Couceiro CP, Vilella OV. 2D/3D Cone-Beam CT images or conventional radiography: Which is more reliable? *Dental Press J Orthod.* 2010; 15 (5):40-1.
43. Spolyar JL. Head positioning error in cephalometric radiography - an implant study. *Angle Orthod.* 1987; 57(1):77-88.

44. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The cephalographic projection. Part II. Principles of image distortion in cephalography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1983; 12(2):101-8.
45. Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U. The effect of projection errors on angular measurements in cephalometry. *Eur J Orthod.* 1988; 10(4):353-61.
46. Dibbets JMH, Nolte K. Effect of magnification on lateral cephalometric studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(2):196-201.
47. Lundgren D, Owman-Moll P, Kurol J, Mårtensson B. Accuracy of orthodontic force and tooth movement measurements. *Br J Orthod.* 1996; 23(3):241-8.
48. Savage AW, Showfety KJ, Yancey J. Repeated measures analysis of geometrically constructed and directly determined cephalometry points. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 91(4):295-9.
49. Durão AP, Morosolli A, Pittayapat P, Bolstad N, Ferreira A, Jacobs R. Cephalometric landmark variability among orthodontists and dentomaxillofacial radiologists: a comparative study. *Imaging Sci Dent.* 2015; 45: 213-20.
50. Isaacson KG, Thom AR, Atack NE, Horner K, Whaites E. *Orthodontic radiographs—guidelines for the use of radiographs in clinical orthodontics*, 4th edn. British Orthodontic Society, London. 2015.
51. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 1998; 8:1558–64.
52. Hatcher DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141(3): 3S–6S.
53. Kapila S, Farman AG. Craniofacial imaging in the 21st century. Proceedings of the 2002 COAST Conference, Asilomar Conference Center, Pacific Grove, California. *Orthod Craniofac Res.* 2003; 6: 7–8.
54. Kapila SD, Nervina JM. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44: 20140282.
55. Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. A study on the reproducibility of cephalometric landmarks when undertaking a three-

- dimensional (3D) cephalometric analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012; 17(4):e678-88.
56. Ramírez J, Oropeza J, Flores A. Estudio comparativo entre mediciones cefalométricas en cone-beam y radiografía lateral digital. *Revista Mexicana de Ortodoncia*. 2015; 3(2):84-87.
 57. Míguez-Contreras M, Jiménez-Trujillo I, Romero-Maroto M, López-de-Andrés A, Lagravère M. Cephalometric landmark identification consistency between undergraduate dental students and orthodontic residents in 3-dimensional rendered cone-beam computed tomography images. A preliminary study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2017; 151:157-66.
 58. Smektała T, Jedrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: A systematic review. *J Craniomaxillofac Surg*. 2014; 42(8):1795-1801.
 59. Korbmacher H, Kahl-Nieke B, Schollchen M, Heiland M. Value of two cone-beam computed tomography systems from an orthodontic point of view. *J Orofac Orthop*. 2007; 68:278–289.
 60. Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007; 132:550–560.
 61. Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008; 37:80–93.
 62. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod*. 2008; 78:873–879.
 63. Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Roberts WE, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two-dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol*. 2009; 38:262–273.
 64. Ludlow JB, Gubler M, Cevidanes L, Mol A. Precision of cephalometric landmark identification: cone-beam computed tomography vs.

- conventional cephalometric views. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 136(3):312. e1-313.
65. Grauer D, Cevidanes LS, Styner MA, Heulfe I, Harmon ET, Zhu H, et al. Accuracy and landmark error calculation using cone-beam computed tomography generated cephalograms. *Angle Orthod.* 2010; 80:286–294.
 66. Gribel BF, Gribel MN, Frazao DC, McNamara JA Jr, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *Angle Orthod.* 2011; 81:26–35.
 67. Van Vlijmen OJ, Maal TJ, Berge SJ, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. A comparison between two-dimensional and three-dimensional cephalometry on frontal radiographs and on cone beam computed tomography scans of human skulls. *Eur J Oral Sci.* 2009; 117:300–305.
 68. Leuzinger M, Dudic A, Giannopoulou C, Kiliaridis S. Rootcontact evaluation by panoramic radiography and cone-beam computed tomography of super-high resolution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137:389–392.
 69. Van Vlijmen OJ, Berge SJ, Swennen GR, Bronkhorst EM, Katsaros C, Kuijpers-Jagtman AM. Comparison of cephalometric radiographs obtained from cone-beam computed tomography scans and conventional radiographs. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 67:92–97.
 70. Cattaneo PM, Bloch CB, Calmar D, Hjortshoj M, Melsen B. Comparison between conventional and cone-beam computed tomography-generated cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134:798–802.
 71. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. *Health Phys.* 2008; 95:628–637.
 72. Signorelli L, Patcas R, Peltomaki T, Schatzle M. Radiation dose of cone-beam computed tomography compared to conventional radiographs in orthodontics. *J Orofac Orthop.* 2016; 77:9-15.
 73. 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(6):803-11.

74. Bergensen EO. Enlargement and distortion in cephalometric radiography: compensation tables for linear measurements. *Angle Orthod.* 1980 Jul; 50(3):230-44.
75. Smith BR, Park JH, Cederberg RA. An evaluation of cone beam computed tomography use in postgraduate orthodontic programs in the United States and Canada. *J Dent Educ.* 2011; 75:98–106.
76. Chang Z, Hu F, Lai E, Yao Ch, Chen M, Chen Y. Landmark identification errors on cone-beam computed tomography-derived cephalograms and conventional digital cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140(6):e289-e297.
77. SEDENTEXCT Guideline Development Panel. Radiation Protection: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology Provisional Guidelines 2011.
78. Hofrath H. Die bedeutung der rontgenfern-und abstandsaufnahme fur die diagnostik der kieferanomalien. *Fortschr Orthod.* 1931 Apr-Jul; 1:232-58.
79. Nijkamp P, Habets L, Aartman I, Zentner A. The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning. *Eur J Orthod.* 2008; 14:630–35.
80. Marques L, Maia P, Simplício H. Cephalometric analysis: Orthodontist versus oral radiologists. *J World Fed Orthod.* 2016; 5:18-21.
81. Erkan M, Gurel HG, Nur M, Demirel B. Reability of four different computerized cephalometric analysis programs. *Eur J Orthod.* 2012; 34(3):318-321.
82. AlBarakati SF, Kula KS, Ghoneima. The reliability and reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of conventional and digital methods. *Dentomaxillofac Radiol.* 2012; 41:11-17.
83. NemoCeph (en línea). 2017. (Ultimo acceso: 12 de enero de 2018). (2 páginas). Disponible en: https://www.nemotec.com/docs/software/catalogo/nemoceph_es.pdf
84. Steiner C. Cephalometrics for you and me. *Am J of Orthod.* 1953; 39(10):729-755.
85. Míguez Contreras M. Estudio comparativo cefalométrico de imágenes bidimensionales y volumétricas obtenidas con tomografía computarizada

- de haz cónico. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Rey Juan Carlos; 2013.
86. Zamora C. Compendio de Cefalometría. Análisis Clínico y Práctico. 2a ed. México D.F.: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas; 2010.
 87. Yu SH, Nahm DS, Baek SH. Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133:790 e1-6; discussion e1.
 88. Stabrun AE, Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod.* 1982; 4(3):185-196.
 89. Chan CK, Tng TH, Hägg U, Cooke MS. Effects of cephalometric landmark validity on incisor angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106(5):487-495.
 90. Houston WJB, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod.* 1986; 14:149–51.
 91. Tng TT, Chan T, Hägg U, Cooke M. Validity of cephalometric landmarks. An experimental study. *Eur J Orthod.* 1994; 14:110–20.
 92. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Angle Orthod.* 2008; 78(5):873-879.
 93. 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(6):690-694.
 94. Yitschaky O, Redlich M, Abed Y, Faerman M, Casap N, Hiller N. Comparison of common hard tissue cephalometric measurements between computed tomography 3D reconstruction and conventional 2D cephalometric images. *Angle Orthod.* 2011; 81:13-8.
 95. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al; the SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol.* 2012; 81(2):267-271.

96. Noffke CE, Farman AG, Nel S, Nzima N. Guidelines for the safe use of dental and maxillofacial CBCT: a review with recommendations for South Africa. SADJ. 2011; 66(6):262-266.

ANEXO N°1: MATRIZ DE CONSISTENCIA

TÍTULO: Discrepancias en las mediciones cefalométricas entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de tomografía computarizada de haz cónico en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial.

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	MARCO TEÓRICO	METODOLOGÍA
<p>General</p> <p>Nuevas tecnologías tanto para la obtención de imágenes laterales como para el análisis de las mismas están emergiendo, por lo que es necesario la comparación entre estas, además puesto que el cambio a métodos digitales es inevitable, los profesionales deben ser preparados, para que la transición se lleve a cabo en la forma más segura posible.</p>	<p>General</p> <p>Determinar las discrepancias de las mediciones cefalométricas realizadas con radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de CBCT en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial.</p>	<p>General</p> <p>Existe diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones cefalométricas realizadas mediante radiografía lateral digital y las mediciones cefalométricas realizadas mediante cefalograma virtual lateral de CBCT mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>	<p>Antecedentes</p> <p>Bases Teóricas</p> <p>Radiografía lateral de cráneo</p> <p>Radiografía cefalométrica lateral digital.</p> <p>Tomografía computarizada de haz cónico en ortodoncia.</p> <p>Cefalograma virtual lateral de CBCT.</p> <p>Indicaciones basadas en evidencia para en uso de tomografía computarizada de haz cónico en ortodoncia.</p> <p>Análisis cefalométrico.</p> <p>Análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p> <p>Análisis cefalométrico de Steiner.</p>	<p>Diseño Metodológico</p> <p>Observacional: No se manipularon variables para observar un efecto.</p> <p>Análítico: Se establecieron relaciones entre las variables.</p> <p>Longitudinal: Se compararon las medidas antes y dos semanas después.</p> <p>Retrospectivo: Se analizaron radiografías y tomografías tomadas en el año 2016.</p> <p>Diseño Muestral</p> <p>El muestreo de tipo no probabilístico por conveniencia.</p> <p>La población de estudio estuvo conformada por todas las radiografías y tomografías de los pacientes que fueron atendidos en el Instituto de Diagnóstico Maxilofacial durante el año 2016 que cumplieron con los criterios de inclusión.</p> <p>Técnica de Recolección de Datos</p> <p>Observación</p> <p>Variables</p> <p>Principales</p>
	<p>Específicos</p> <p>Identificar los puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner obtenidos en radiografías laterales digitales mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>	<p>Específicas</p> <p>H₀: No existe diferencia estadísticamente significativa al comparar los valores lineales y angulares del análisis cefalométrico entre radiografías laterales digitales y cefalograma virtual lateral de CBCT mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>		
	<p>Identificar los puntos cefalométricos de acuerdo al análisis de Steiner obtenidos en cefalograma virtual lateral de CBCT mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>	<p>H₁: Existe diferencia estadísticamente significativa al comparar los valores lineales y angulares del análisis cefalométrico entre radiografías laterales digitales y cefalograma virtual lateral de CBCT mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>		
	<p>Cuantificar las discrepancias entre los valores angulares y lineales del análisis cefalométrico de Steiner obtenidos por radiografías laterales digitales y cefalograma virtual lateral de CBCT mediante el uso de software de análisis cefalométrico computarizado Nemoceph.</p>			

ANEXO N°2: COEFICIENTE DE CORRELACIÓN INTRACLASE



USMP
UNIVERSIDAD DE
SAN MARTÍN DE PORRES

FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA

Sistema Educativo Basado en la Investigación por niveles

San Luis 23 de octubre de 2017

INFORME ESTADÍSTICO

A solicitud de la Estudiante de la Especialidad de Radiología Bucal y Maxilofacial CD Calle Morocho, Jesica Rocío, se realizó el análisis estadístico para determinar la medida de acuerdo entre dos evaluadores: un especialista y la investigadora, que obtuvieron medidas longitudinales y angulares de radiografías laterales y cefalogramas virtuales, como parte del proyecto de investigación titulado: “Discrepancias en las mediciones cefalométricas entre radiografía lateral digital y cefalograma virtual lateral de tomografía computarizada de haz cónico en pacientes del Instituto de Diagnóstico Maxilofacial”

Las medidas están registradas en escalas numéricas. Se utilizó para valorar el acuerdo entre evaluadores el coeficiente de correlación intraclase (ICC).

Resultados:

Estimaciones calculadas de una muestra piloto de 20 casos:

	ICC	Intervalo de confianza 95%		Sig.
		Límite inferior	Límite superior	
Ángulo SNA	0.968	0.922	0.987	<0.001
Ángulo SNB	0.926	0.822	0.970	<0.001
Distancia SE	0.947	0.219	0.988	<0.001
Distancia Pg - NaB	0.995	0.988	0.998	<0.001
Ángulo Interincisivo	0.976	0.941	0.990	<0.001

En conclusión: en general, se considera que la fuerza de acuerdo entre evaluadores es “casi perfecto”¹, para las medidas lineales y angulares.

Es cuanto se tiene que informar para los fines que estime conveniente.

Atentamente,

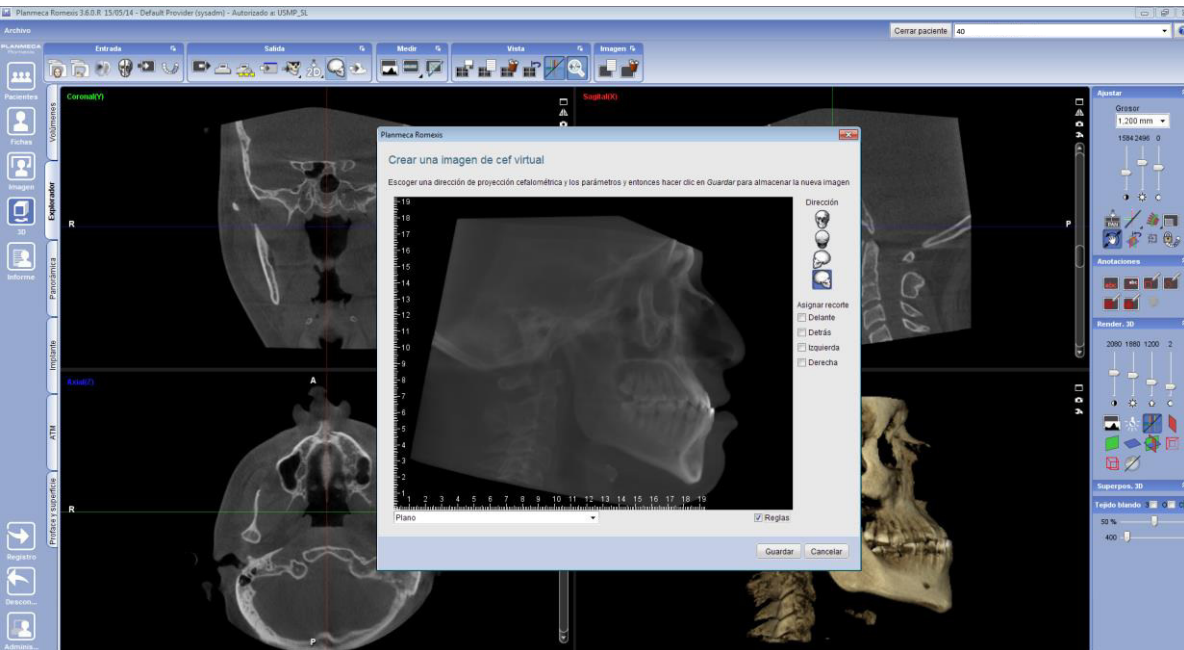
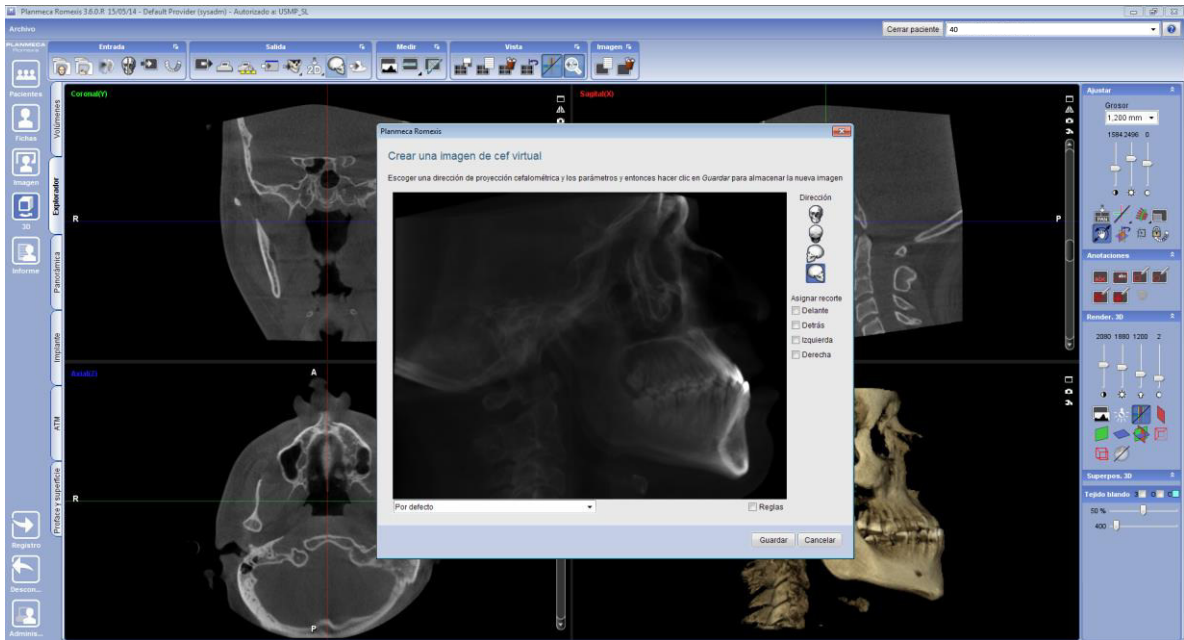
Dr. Rafael Morales Vadillo
Especialista en Estadística en Investigación
SEBI

¹ Landis JR Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977a; 33: 159-174.

ANEXO N°3: CALIBRACIÓN



ANEXO N°4: OBTENCIÓN DE CEFALOGRAMA VIRTUAL LATERAL DE CBCT



ANEXO N°5: ANÁLISIS CEFALOMÉTRICO COMPUTARIZADO

Medidas del Trazado
Medidas del trazado Activo
Análisis de Steiner

Medida	Activo	DDI	Unid. Desv.
Análisis Esqueletal		0.0	0.0
SNA	81°	N	
SNB	83°	x	
ANB	-2°	-xxx x	
SND	80°	x	
Distancia SE	20.2	N	
Distancia SL	48.4	x	
Angulo del Plano...	21°	x	
Angulo del Plano...	35°	N	
Eje XY	71°	xx	
Wits	-13.3	-xxx xxx	

Medidas

Inicio | Diseño de Plantillas | Registros

ANEXO N°6: FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

VARIABLES	RX LATERAL DIGITAL	CEFALOGRAMA VIRTUAL	DIFERENCIA
Medidas angulares			
1. SNA			
2. SNB			
3. ANB			
4. SND			
5. Angulo plano oclusal SN			
6. Angulo plano mandibular SN			
7. Angulo interincisivo			
8. Angulo IS NA			
9. Angulo II NB			
Medidas lineales			
10. Distancia SE			
11. Distancia SL			
12. Posición IS NA			
13. Posición II NB			
14. Distancia Pg a NB			