

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Postgrado.

Evaluación de la precisión de puntos para diagnosticar asimetrías faciales entre radiografías panorámicas digitales y radiografías panorámicas analógicas digitalizadas.

KRISNAYA MUÑOZ.

Tesis de grado presentada como requisito para la obtención del título de
Especialista en Ortodoncia.

Quito, Julio de 2010

Universidad San Francisco de Quito.

Colegio de Postgrados.

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS.

**Evaluación de la precisión de puntos para diagnosticar asimetrías faciales
entre radiografías panorámicas digitales y radiografías panorámicas
analógicas digitalizadas.**

Autor: Krisnaya Muñoz Altuna.

Dr. Eduardo Acevedo. Especialista en Ortodoncia
Director de la Tesis. _____

Dra. Myriam Montalvo. Especialista en Ortodoncia
Miembro del Comité de tesis. _____

Dra. Diego Carrillo. Especialista en Ortodoncia
Miembro del Comité de Tesis. _____

Dr. Carlos Meneses. Especialista en Ortodoncia
Miembro del Comité de Tesis. _____

Dr. Fernando Sandoval. M.S.C.
Decano de la Escuela de Odontología. _____

Dr. Mauricio Tinajero. Especialista en Periodoncia
Director de Postgrados de Odontología. _____

Dr. Victor Viteri Breedy, Ph D.
Decano del Colegio de Postgrados. _____

Quito, Abril del 2011.

Dedicatoria.

A mis Padres Camila Altuna y Rodrigo Muñoz, por toda su ayuda a lo largo de mi vida y su empuje para que pudiera lograr mis sueños.

Agradecimientos.

Agradezco a Dios por permitirme llegar hasta esta etapa de mi vida y por guiarme y cuidarme con su bendición.

A mis padres por apoyarme con todo su amor y cariño, para lograr esta meta que me impuse, y que cuando me sentía abatida o sin motivación, me levantaban el ánimo y las ganas de seguir adelante.

Al Dr. Eduardo Acevedo, director de tesis, por su colaboración en la conclusión de este proyecto y por todos los conocimientos compartidos a lo largo del postgrado.

Al Dr. Gerson Cabezas por darme la oportunidad de entrar al postgrado, por todos sus consejos, conocimientos compartidos y por ser mi guía para lograr mis objetivos.

A todos los Doctores que se hacen que este postgrado sea una realidad: Diego Carrillo, Carolina dueñas, Carlos Meneses, Myriam Montalvo, Cristina Oliveira, María Dolores Villacres y Lucía Mesías

A Mauricio Espín, que sin él, esta investigación no hubiese tomado su forma, gracias por toda tu colaboración y apoyo desinteresado en esta y tantas otras decisiones.

A todos los colaboradores en la toma de las radiografías a los cuales fastidie hasta el fin, pero sin ustedes no hubiese sido posible la culminación de este estudio.

A todos mis compañeros del postgrado, Cassandra Argotte, Jaimar Marín, Chelymar Chouza, Eugenio Marruffo y Ana Maria Martinez, por todo su apoyo a lo largo de estos dos años de estudio.

Resumen.

Las radiografías panorámicas son de suma importancia en el análisis y diagnóstico de asimetrías faciales tanto con radiografías analógicas como digitales. El objetivo de este trabajo es comparar la precisión mediante la medición del margen de error al ubicar puntos en radiografías obtenidas con ambos métodos. Las radiografías fueron tomadas en dos centros radiológicos previamente seleccionados y cada equipo fue manipulado por el mismo especialista para todos los pacientes. Las radiografías obtenidas fueron trazadas mediante el programa de análisis cefalométrico Orthokinotor del Dr. Diego Tatis. Luego estos puntos fueron normados para cada paciente y medidos a partir de un eje de coordenadas ubicado en el punto medio entre el Porio derecho e izquierdo. Estas coordenadas fueron entregadas a un estadista. Resultados: entre ambas radiografías se obtuvo un mayor margen de error en las radiografías analógicas al ubicar los puntos, pero no es estadísticamente significativo a pesar de que con las radiografías digitales se obtienen imágenes con mayor resolución y contraste. Con ambas radiografías se observó un porcentaje de confiabilidad en un 95% el cual es bastante aceptable. Con respecto al análisis de asimetrías se pudo observar que existen diferencias bastante significativas entre ambos métodos.

Palabras claves: Panorámica, asimetrías faciales, radiografías digitales, radiografías analógicas

Abstract.

Panoramic radiographs are very important in the analysis and diagnosis of facial asymmetry with both analog and digital radiographs. The aim of this study is to compare the accuracy by measuring the margin of error in locating points on radiographs obtained with both methods. The radiographs were taken at two previously selected radiological and each team was handled by the same specialist for all patients. The radiographs were traced by cephalometric analysis program Orthokinetor Dr. Diego Tatis. Then these points were standardized for each patient and measured from a coordinate axis located midway between the left and right Pori. These coordinates were provided with a statesman. Results: Both films have a greater margin of error in the analog x-rays to locate the points, but not statistically significant despite the fact that digital radiography images are obtained with higher resolution and contrast. With both X-rays showed a reliability rate of 95% which is quite acceptable. Regarding the analysis of asymmetry was observed that very significant differences between the two methods for obtaining radiographic images.

Keywords: Panoramic, facial asymmetry, digital radiography, x-ray analog

TABLA DE CONTENIDO.

1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEORICO.....	5
2.1. Radiación.....	5
2.2. La máquina de rayos X.	7
2.3. Naturaleza de la Imagen Radiográfica.....	7
2.4. Calidad de la imagen radiográfica.....	10
2.5. Características del haz de rayos X.	12
2.6. Percepción de la imagen radiográfica.....	13
2.7. Radiografía analógica.	14
2.8. Radiología Digital.....	15
2.9. Tipos de radiología digital.	16
2.9.1. Radiología digital directa.....	17
2.9.2. La radiografía digital indirecta o radiología con fósforo fotoestimulable.....	18
2.10. Transformación Analógico-Digital de la Imagen o Digitalización de una imagen.....	19
2.11. Digitalización de la imagen de película radiográfica.....	19
2.12. Radiobiología.....	22
2.13. Efectos biológicos de las radiaciones.....	22
2.14. Seguridad en la radiología.....	23
2.15. Límites en la dosis de exposición de rayos X a un paciente.	24

2.16.	Métodos para reducir la exposición y la dosis.	24
2.17.	Radiografías dentales.....	25
2.17.1.	Ventajas de la radiografía panorámica:	27
2.17.2.	Desventajas de la radiografía panorámica.	28
2.18.	Asimetrías faciales.	33
3.	OBJETIVOS.....	39
3.1.	Objetivo general.....	39
3.2.	Objetivos específicos.....	39
4.	HIPÓTESIS.....	40
5.	JUSTIFICACIÓN.....	40
6.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	42
6.1.	Tipo de estudio.	42
6.2.	Muestra o población.....	42
6.3.	Criterios de inclusión.....	42
6.4.	Criterios de exclusión.....	43
6.5.	Selección de centro radiológico.	44
6.6.	Determinantes éticos.	45
6.7.	Metodología.	46
7.	RESULTADOS.....	59
7.1.	Análisis e interpretación de datos.	59
7.2.	Medición de error.	63

7.2 Comparación de los valores obtenidos en las radiografías analógicas (Ra) y las radiografías digitales (Rd).....	65
7.2.1. Comparación de los valores obtenidos entre el punto 1 Porio izquierdo (Poi) analógico y digital.	66
7.2.2. Comparación de los valores obtenidos entre el punto 2 Coi (Cóndilo izquierdo) analógico y digital.	69
7.2.3 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 3 Goi (Gonio izquierdo) analógico y digital.	72
7.2.4 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 4 Ermi (Eminencia retromolar izquierdo) analógico y digital.	75
7.2.5 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 5 Tfmi (Techo de foramen mentoniano izquierdo) analógico y digital.	78
7.2.6 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 6 Bi-Me (punto medio mentoniano) analógico y digital.	81
7.2.7 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 7 Tfmd (Techo foramen mentoniano derecho) analógico y digital.	84
7.2.8 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 8 Ermd (Eminencia retromolar derecho) analógico y digital.	87
7.2.9 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 9 God (Gonion derecho) analógico y digital.....	90
7.2.10 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 10 Cod (Condilo derecho) analógico y digital.....	93

7.2.11 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 11 Pod (Porion derecho) analógico y digital.....	96
7.3 Análisis de asimetrías.....	99
7.3.1 Triángulo cráneo-mandibular.....	99
7.3.2 Triángulos rama-Cuerpo.....	99
7.3.3 Rectángulo Erm.....	99
8. DISCUSIÓN.....	101
9. CONCLUSIONES.....	106
10. RECOMENDACIONES.....	107
11. BIBLIOGRAFÍA.....	109
12. ANEXOS.....	115

TABLA DE FIGURAS.

Fig. 1 Radiografías obtenidas en películas de la misma zona en la que se muestran variaciones de contraste. Whaites E. Fundamentos de la radiología dental.	11
Fig. 2 Efecto del contraste. Whaites E. Fundamentos de la radiología dental.	14
Fig. 3 Estructura de un captador de radiología digital directa. Discepoli N Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital.	17
Fig. 4 Trazado de planos horizontales del programa de cefalometría para radiografías panorámicas del Dr Tatis. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica.....	37
Fig. 5 Trazado de planos verticales del programa de cefalometrías para panorámicas del Dr Tatis. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica.....	38
Fig. 6 Equipo radiológico JJ Morita, modelo veraviewpocs 2D (Cortesía Dr. Gerson cabezas)	47
Fig. 7 Equipo Radiológico Panaura 10-C con tubo de rayos X tipo panorámico Toshiba modelo D-103s y serie TI0023 (cortesía USfQ)	48
Fig. 8 Guías lumínicas del equipo JJ Morita (Cortesía del Dr Gerson Cabezas)	49
Fig. 9 Computadora desktop marca Apple (Cortesía del Dr. Gerson Cabezas)	50
Fig. 10 Programa Orthokinotor Plus (Foto tomada del Programa)	50

Fig. 11 Trazado de puntos Cefalométricos. (Imagen tomada del programa Orthokinotor)	51
Fig. 12 Importación de Imagen a Photoshop e identificación de Puntos. (Imagen tomada del programa Photoshop CS5)	51
Fig. 13 Triángulo cráneo-mandibular. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica.....	53
Fig. 14 Triángulos cuerpo-rama. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica.....	54
Fig. 15 Réctangulo Erm. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica.....	56
Fig. 16 Ubicación de eje de coordenadas a partir de la identificación del punto medio entre él cóndilo posterior derecho e izquierdo. (Foto tomada del programa Photoshop CS5).....	57

TABLA DE GRÁFICOS.

Gráfico 1. En el gráfico, las líneas verticales representan la ubicación del máximo en puntos modales y los puntos sobre el eje horizontal muestran los errores promedio.	63
Gráfico 2. Puntos evaluados según técnica	65
Gráfico 3. Coordenadas del punto 1 (Poi).	66
Gráfico 4. Contornos de las densidades estimadas para el punto 1 (Poi).....	66
Gráfico 5. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 1(Poi).	67
Gráfico 6. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 1 (Poi).	67
Gráfico 7. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 1 (Poi).....	68
Gráfico 8. Coordenadas del punto 2 (Coi).	69
Gráfico 9. Contornos de las densidades estimadas para el punto 2 (Coi).....	69
Gráfico 10. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 2(Coi).	70
Gráfico 11. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 2 (Coi).	70
Gráfico 12. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 2 (Coi).....	71

Gráfico 13. Coordenadas del punto 3 (Goi).....	72
Gráfico 14. Contornos de las densidades estimadas para el punto 3 (Goi) ...	72
Gráfico 15. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 3(Goi).....	73
Gráfico 16. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 3 (Goi).....	73
Gráfico 17. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 3 (Goi)	74
Gráfico 18. Coordenadas de los puntos 4 (Ermi).	75
Gráfico 19. Contornos de las densidades estimadas para el punto 4 (Ermi)..	75
Gráfico 20. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 4 (Ermi).....	76
Gráfico 21. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 4 (Ermi).....	76
Gráfico 22. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 4 (Ermi).....	77
Gráfico 23. Coordenadas del punto 5 (Tfmi).	78
Gráfico 24. Contornos de las densidades estimadas para el punto 5 (Tfmi). ...	78
Gráfico 25. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 5 (Tfmi).	79

Gráfico 26. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 5 (Tfmi).	79
Gráfico 27. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 5 (Tfmi).	80
Gráfico 28. Coordenadas de los puntos 6 (Bi-Me).	81
Gráfico 29. Contornos de las densidades estimadas para el punto 6 (Bi-me).	81
Gráfico 30. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 6 (Bi-me).	82
Gráfico 31. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 6 (Bi-Me).	82
Gráfico 32. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 6 (Bi- Me).	83
Gráfico 33. Coordenadas de los puntos 7 (Tfmd).	84
Gráfico 34. Contornos de las densidades estimadas para el punto 7 (Tfmd).	84
Gráfico 35. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 7(Tfmd).	85
Gráfico 36. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 7 (Tfmd).	85
Gráfico 37. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 7 (Tfmd).	86
Gráfico 38. Coordenadas de los puntos 8 (Ermd).	87

Gráfico 39. Contornos de las densidades estimadas para el punto 8 (Ermd).	87
Gráfico 40. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 8 (Ermd).....	88
Gráfico 41. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 8 (Ermd).....	88
Gráfico 42. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 8 (Ermd).....	89
Gráfico 43. Coordenadas de los puntos 9 (God)	90
Gráfico 44. Contornos de las densidades estimadas para el punto 9 (God). .	90
Gráfico 45. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 9 (God).	91
Gráfico 46. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 9 (God).	91
Gráfico 47. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 9 (God).	92
Gráfico 48. Coordenadas de los puntos 10 (Cod).	93
Gráfico 49. Contornos de las densidades estimadas para el punto 10 (Cod).	93
Gráfico 50. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 10 (Cod).....	94
Gráfico 51. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 10 (Cod).....	94

Gráfico 52. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 10 (Cod).....	95
Gráfico 53. Coordenadas de los puntos 11 (Pod)	96
Gráfico 54. Contornos de las densidades estimadas para el punto 11 (Pod). 96	
Gráfico 55. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 11 (Pod).	97
Gráfico 56. Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 11 (Pod).	97
Gráfico 57. Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 11 (Pod).	98

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1. Valores modales para los errores de medición	63
Tabla 2. Valores promedio para los errores de medición.....	64
Tabla 3. Estimadores de máxima verosimilitud por punto	98
Tabla 4. Tabla de recolección general de datos de las mediciones de los 11 puntos seleccionados del análisis cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas, de las 50 radiografías analógicas y las 50 radiografías digitales.	118

1. INTRODUCCIÓN.

El uso del sistema radiológico para el diagnóstico de patologías óseas, malformaciones, fracturas, asimetrías entre otros, ha sido un gran aporte tanto para la medicina en general como para la odontología. Los rayos X descubiertos por el profesor Wilhelm Conrad Röntgen en 1895 son de gran uso en la actualidad.^{1,18,8,12}

La radiología es aplicada en la ortodoncia como herramienta para el correcto diagnóstico de las maloclusiones que presentan los individuos a nivel óseo, para visualizar como es el crecimiento cráneo-facial y medir el nivel de asimetrías óseas que existan, verificando y cuantificando su gravedad. Las radiografías que más se utilizan son la radiografía panorámica, radiografía posterior-anterior, radiografía cefálica lateral y radiografías periapicales.

Existen leves variaciones asimétricas faciales en todos los seres humanos; estas muchas veces se presentan en menores grados pasando inadvertidas pero varían en gravedad hasta encontrar casos severos en los que puede estar comprometida la estética y la función. Es importante valorar los problemas de asimetrías que puedan acarrear o ayudar a desencadenar algún problema que influya en la función normal del paciente, como por ejemplo los trastornos temporomandibulares, que causen impedimento de la función normal por presentar dolor o dificultad para abrir la boca, Bezuur y colaboradores en 1989, señalaron que el 74% de los pacientes con TTM presentaban más de 3% de asimetría vertical condilar.⁵ También existen maloclusiones en edades tempranas y que estas no sean interceptadas o corregidas pueden influir en el

desarrollo normal del crecimiento, produciendo diferencias significativas entre los lados de la cara o discrepancias sagitales entre los maxilares.

La etiología de la asimetría facial parece depender de la fusión de influencias genéticas y de desarrollo.^{1, 40} Es imprescindible conocer, diagnosticar y valorar las asimetrías en los pacientes de ortodoncia; encontrar su posible etiología puede llegar a resolver problemas, en el caso de que el paciente se encuentre en crecimiento y en pacientes adultos valorar si es posible una compensación ortodóntica (camuflaje ortodóntico) o si es necesario una solución ortodóntico-quirúrgica (cirugía ortognática). Entre los métodos para diagnosticar las asimetrías faciales se encuentra el análisis de radiografías panorámicas, en 1980 Simoes, propuso un análisis de radiografías panorámicas, llamado panorograma de simetría, que consiste en reunir información detallada de ambas mitades de la radiografía, compararlas entre sí y poder reconocer la simetría o asimetría de las estructuras.²

El análisis cefalométrico de Tatis para las radiografías panorámicas, utiliza mediciones y trazos en las radiografías panorámicas con una serie de planos horizontales, verticales y diagonales que sirven de referencia para la medición lineal y angular de las diferentes estructuras objeto del diagnóstico, con el propósito de realizar de manera sencilla, rápida y económica diagnósticos diferenciales de asimetrías maxilo-mandibulares, asimetrías dento-alveolares en el plano horizontal, vertical y transversal, cambios articulares en el tiempo, derivados de efectos terapéuticos o de efectos patológicos⁶.

Hay diversidad de estudios que evalúan las asimetrías faciales, para estos análisis se utilizan puntos anatómicos de referencia que unidos forman planos y líneas que constituyen los sistemas de referencia. Muchos de los estudios y análisis existentes se han realizado en radiografías de tipo convencional las denominadas radiografías analógicas. Es objeto de esta investigación verificar si al tomar determinados puntos para el análisis de asimetrías faciales en radiografías digitales puede proporcionar diferencias estadísticamente significativas con respecto a su localización entre estas y las radiografías analógicas digitalizadas²

La tecnología ha tenido sus avances también en el área radiológica, los equipos de rayos X han mejorado aumentando su eficacia y seguridad, desde su descubrimiento. La informática entra en esta rama y es en 1972 cuando el británico Hounsfield presenta en Londres el primer tomógrafo computarizado, en el cual la imagen no es analógica, como en la radiología convencional, sino digital.¹La radiografía analógica es una radiografía estática convencional que se obtiene como una sombra, se utiliza un campo de rayos X que va a formar la imagen después de atravesar las estructuras y el receptor de imágenes graba directamente esta imagen;³ recibe este nombre de radiografía análoga por ser una representación análoga de las estructuras que se quieren estudiar.

En esta radiografía lo que se obtiene es una imagen bidimensional formada por una gran variedad de densidades fotográficas que se deben a cada punto anatómico que produce diferentes atenuaciones en el haz de radiación incidente. Lo que dará lugar a una gran variedad de intensidades energéticas en el haz emergente. Debido a esa gran variedad energética se obtendrán diferentes densidades fotográficas en la imagen. Lo que se consigue

es una representación iconográfica (colección de imágenes) de cada una de las densidades que se encuentran en el camino del haz, en el cual cada estructura que aparece en la radiografía tiene una forma similar o análoga a como es en realidad.³

Se puede decir que las radiografías analógicas o convencionales corresponden a una distribución continua de matices de grises, en las cuales las discontinuidades son las que producen la visualización de los detalles anatómicos.³

Con el avance de la tecnología se ha buscado las mejoras en estas radiografías de manera que las imágenes sean más nítidas, con mejor contraste para poder visualizar mejor las estructuras, por esta razón son introducidas al mercado por Trophy en 1987 las radiografías digitales, estas se obtienen mediante la captura digital directa de la imagen para convertir los rayos-x directamente a señales digitales. Como no se usa luz en la conversión, el perfil de la señal y resolución son altamente precisas emitiendo imágenes digitales de alta resolución.⁴

Al detectar diferencias entre la calidad de la imagen entre radiografías analógicas y digitales, se plantea la interrogante de si es igual para el operador, la obtención de los puntos anatómicos necesarios para la realización de análisis de asimetrías faciales en radiografías panorámicas, entre radiografías analógicas y radiografías digitales.

2. MARCO TEORICO.

2.1. Radiación.

Wilhelm Conrad Roentgen, profesor de física teórica en Wurzburg, en el año 1895 descubrió una radiación capaz de atravesar la materia e impresionar una capa fotográfica, a la cual denominó rayos X porque su naturaleza era desconocida.^{12, 1, 8, 9}

La primera imagen radiográfica obtenida fue la mano de su esposa el 22 de noviembre del mismo año, naciendo así la radiografía como método de evaluación anatómica in vivo.¹²

El 14 de diciembre de 1895 el médico alemán Otto Walkhoff realizó la primera radiografía dental, lo cual permitió el uso y desarrollo continuo del rayo X como una herramienta para el diagnóstico de patologías asociadas a la cavidad oral.¹²

Es en el año 1980 donde se introduce el primer sistema digital directo para radiografías intraorales en la odontología.¹⁴

Todos los objetos están compuestos por materia. “La materia es cualquier cosa que ocupa espacio y tiene inercia, posee masa y puede ejercer o ser sometida a la acción de una fuerza”.¹¹

Los átomos son las unidades fundamentales de los elementos que se mantienen cohesionadas por fuerzas eléctricas y nucleares; no pueden

subdividirse mediante métodos químicos ordinarios, pero pueden romperse en partículas menores (sub-atómicas), por la acción de técnicas especiales de alta energía.^{11, 8, 9, 10}

Se han descrito más de cien partículas sub-atómicas, llamadas “fundamentales” (electrones, protones y neutrones), estas son de gran interés en la radiología ya que es a este nivel sub-atómico que se genera, emite y absorbe la radiación.¹¹

La radiación es la transmisión de la energía a través del espacio y de la materia, se produce en dos formas, particulada o electromagnética.^{11, 10, 9, 35}

La radiación con partículas consiste en núcleos atómicos o partículas sub-atómicas que se mueven a gran velocidad. Los rayos Alfa, Beta y Catódicos son ejemplos de radiación particulada.^{11, 9, 10}

La radiación electromagnética, es el movimiento de energía a través del espacio como una combinación de los campos eléctricos y magnéticos, se genera cuando se altera la velocidad de una partícula cargada eléctricamente. Ejemplos de este tipo de radiación son los rayos gamma, rayos X, rayos ultravioleta, la luz visible, radiación infraroja (calor), las microondas y las ondas de radio.^{10, 11, 8, 9}

Los rayos X se originan por la interacción de los electrones y núcleos en un dispositivo manufacturado como es el caso de una máquina de rayos X, son formados por paquetes de ondas de energía.^{8, 9, 11, 10}

Los tipos de radiación en este espectro son ionizantes y no ionizantes, en función de su energía. Si se asocia suficiente energía con la radiación para

arrancar electrones en órbita de los átomos, en la materia irradiada, la radiación es ionizante o electromagnética.^{11, 8, 9, 10}

2.2. La máquina de rayos X.

Está compuesta por un tubo de rayos X, el cual está situado en el cabezal junto con algunos componentes de la fuente de energía. Este se encuentra en el cabezal para mejorar la calidad de la imagen radiográfica. El cabezal está sostenido por un brazo montado habitualmente sobre la pared, un panel de control que permite al operador ajustar el tiempo de exposición y normalmente la energía y el tiempo de exposición al haz de rayos X.¹¹

2.3. Naturaleza de la Imagen Radiográfica.

Tradicionalmente la imagen era obtenida al atravesar con rayos X un objeto y proyectarse en una placa con una emulsión fotográfica rica en sales de plata dando como resultado el ennegrecimiento de dicha placa. Con el tiempo estas placas han sido reemplazadas por sensores digitales para la obtención digital de estas imágenes. Estos sensores digitales, al ser alcanzados por los rayos X aparecen negros en la imagen generada digitalmente. El grado con el que se ennegrecen la emulsión o la imagen digital dependerá de la cantidad de rayos X que atraviesen el objeto, lo cual va a estar condicionado por la densidad del objeto.^{8, 9, 12}

La imagen final será un cuadro bidimensional con una serie de sombras blancas (porción del haz absorbido completamente), grises (porción del haz modulado) y negras (porción del haz no absorbido) que representarán el objeto atravesado por los rayos X y que serán observables en un negatoscopio.^{8, 9, 12}

Es necesario comprender algunos términos para poder interpretar la imagen generada, los términos fundamentales son:

- Las densidades radiográficas
- Los tejidos anatómicos tridimensionales.
- Las limitaciones impuestas por una imagen bidimensional y la superposición.⁸

Las Densidades radiográficas; la radiodensidad de las sombras está determinada por la cantidad de rayos X que se ve atenuada por un objeto y se refiere a la oscuridad total de la película:

- Las estructuras densas del objeto se representarán como zonas blancas en la imagen, las cuales han frenado completamente el haz de rayos X.
- Las zonas negras representan las áreas donde el haz de rayos ha atravesado el objeto sin ningún impedimento.
- Las áreas grises representan las zonas donde el haz de rayos X se ha visto frenado en algún grado.^{8, 12}

La densidad de la sombra final de cualquier objeto se ve afectada por:

- El tipo de material específico de que está hecho el objeto

- El grosor o la densidad de dicho material
- La forma del objeto
- La intensidad del haz de rayos X utilizado
- La posición del objeto en relación con el haz de rayos X y el receptor de la imagen.
- La sensibilidad y tipo de receptor de la imagen.^{8, 37}

Los tejidos anatómicos tridimensionales, la forma, densidad y espesor de los tejidos, afectarán de diferente manera en la generación de las imágenes radiográficas. Por lo tanto cuando se visualizan imágenes radiográficas bidimensionales es importante tener en cuenta la anatomía tridimensional de los tejidos. Es importante un profundo conocimiento anatómico de los tejidos para brindar una correcta interpretación radiológica.^{8, 11}

Existen limitaciones impuestas por la imagen bidimensional y la superposición.

Durante la interpretación de una imagen bidimensional es importante tener en cuenta las dos limitaciones fundamentales que son:

- La apreciación de la forma global del objeto.
- La superposición y establecimiento de la localización y la forma de estructuras dentro del objeto.⁸

Es importante valorar un objeto desde varias posiciones para visualizar los aspectos tridimensionales del mismo.⁸

Las sombras creadas por diferentes partes de un objeto se superponen entre sí en la radiografía final, la imagen por tanto proporciona una información limitada que podría estar equivocada sobre la localización de una estructura interna concreta sobre su forma.⁸

Estas limitaciones tienen importantes implicaciones clínicas y pueden resultar en un informe radiográfico negativo o incorrecto. El hecho de que un rasgo no esté visible en una radiografía no significa que no exista, sino que no se puede ver.⁸ Con el tiempo se han diseñado métodos alternativos de obtención de imágenes para intentar superar estas limitaciones y con la llegada de las radiografías digitales las imágenes permiten una mejor visión y mejor interpretación de estructuras.

2.4. Calidad de la imagen radiográfica.

Es importante tener en cuenta algunos factores a analizar al apreciar la calidad de una imagen radiográfica, como son:

- **Contraste:** Es la diferencia visual entre las distintas sombras, negras, blancas y grises como se observa en la figura 1.
- **Geometría de la imagen:** Las posiciones relativas de la película, el objeto y la cabeza del tubo de rayos X y puede alterar la definición.
- **Características del haz de rayos X.**

- Nitidez mide la calidad con que se aprecia el límite entre dos estructuras de diferente radiodensidad o definición clara de las imágenes.
- El detalle se refiere a la falta de nitidez que puede ser por fallas de la película.
- La deformación o magnificación es el cambio en la forma de la imagen si se compara con el objeto real y esta puede producir deformación en los objetos.
- Resolución de la imagen mide el grado en que en una radiografía se puede diferenciar pequeños objetos que se encuentran muy próximos.^{8, 11, 36}

Estos factores dependen de diversas variables relacionadas con la densidad del objeto, el tipo de receptor de imagen y el equipo de rayos X.⁸

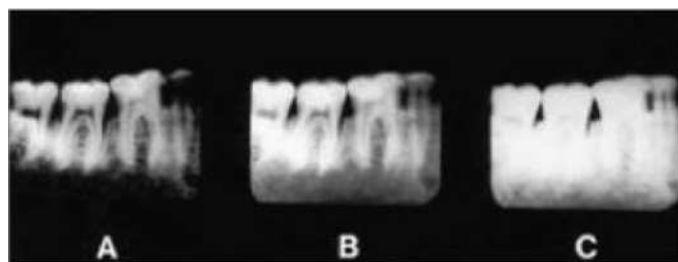


Fig. 1 Radiografías obtenidas en películas de la misma zona en la que se muestran variaciones de contraste. Whaites E. Fundamentos de la radiología dental.

2.5. Características del haz de rayos X.

El haz de rayos X ideal para la obtención de imágenes debe:

- Ser paralelo, es decir, no divergente, para evitar la magnificación de las imágenes.⁸
- Tener suficiente capacidad de penetración para que atraviese al paciente y llegue a la placa o sensores digitales para producir buen contraste y calidad.⁹
- Ser producido por una fuente puntual, para que se reduzca la borrosidad en los bordes de la imagen.⁸
- Tener la cantidad necesaria ; es el número de fotones X presentes en el haz, tiene que ver con la exposición a la radiación y es directamente proporcional a los miliamperios (mA) seleccionados en el tubo.^{9, 11}
- Producirse con el tiempo correcto, el tiempo de exposición se expresa en milisegundos(ms), la exposición viene dada por el producto de la cantidad por el tiempo.⁹

2.6. Percepción de la imagen radiográfica.

En radiología se utiliza el sentido visual para percibir una imagen radiográfica, pero en la radiología no todo lo que se ve es completamente fiable. Los blancos, negros y grises son una ilusión óptica. Estas imágenes pueden confundir nuestros sentidos de diferentes maneras. Los principales problemas pueden ser por efecto de:

- Imágenes parciales.
- Contraste.
- Contexto.
- Efecto de imágenes parciales.⁸

La imagen radiográfica solo proporciona una imagen parcial con información limitada. El clínico rellena algunos huecos, pero por desgracia no todos los clínicos lo hacen de la misma manera pudiendo llegar a diferentes conclusiones y a su vez a diagnósticos distintos.⁸

Efecto de contraste: La densidad radiográfica de un área puede verse afectada por la densidad de las áreas que la rodean como se observa en la figura 2. El contraste entre dos estructuras adyacentes puede alterar la densidad percibida de una o de ambas.^{8, 11}

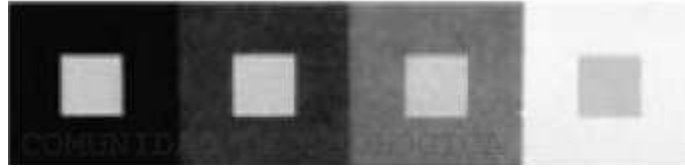


Fig. 2 Efecto del contraste. Whaites E. Fundamentos de la radiología dental.

El contexto en el que se analiza una imagen puede afectar la forma en que se interpreta.⁸

2.7. Radiografía analógica.

Una radiografía estática convencional se obtiene del mismo que una sombra, se usa un campo de rayos X que va a formar una imagen después de atravesar al paciente. El receptor de imagen es un dispositivo que graba directamente esta imagen, las imágenes grabadas reciben el nombre de analógicas por ser una representación análoga (que es semejante o igual) de las estructuras que se quieren estudiar, lo que se consigue es una representación iconográfica (colección de imágenes) de todas las densidades que se encuentran en el camino del haz, produciendo en la radiografía estructuras que tienen una forma semejante o análoga a como es en la realidad.^{3,9}

El principio de la imagen de una radiografía panorámica convencional es muy sencillo, se origina con un haz de rayos X que atraviesa los tejidos maxilares del paciente, las estructuras que se enfocan se encuentran en un

plano curvo, que representan el arco dental y son proyectadas sobre una película de haluro de plata. La fuente de rayos X y la película que se encuentra posicionada en una ranura que tiene un sensor de movimiento, rota alrededor del paciente y al mismo tiempo que se mueve la placa, se activa el haz de radiación. En este sistema las estructuras que se encuentren fuera de plano focal curvo, se van a observar borrosas y solo una porción pequeña del arco dental es proyectada con alta definición y alto contraste haciendo que la posición del paciente sea bien crítica.^{17, 22}

La utilización de los estudios radiológicos es una parte integral tanto en la medicina general como en la odontología. Estas son de gran ayuda para el diagnóstico clínico del paciente.

2.8. Radiología Digital.

La radiología digital es la obtención de imágenes directamente en formato digital. En las últimas décadas el desarrollo de la radiología digital ha sido posible gracias a los progresos de la informática y de la robótica que han permitido computadoras de alto rendimiento, sistemas de almacenamiento masivo adecuados a la gran cantidad de información generada, monitores de alta resolución, redes de alta velocidad, etc.⁹ En los últimos años se han desarrollado nuevos sistemas de captación que proporcionan imágenes en un tiempo mínimo y con una calidad mayor. Esos sistemas se engloban bajo la denominación radiología digital y presentan como elemento característico un detector de rayos X que hace las veces de película.^{9, 22}

La tecnología que abarca la radiografía digital es denominada tecnología de radiografía computada, el término abreviado utilizado es CR por su denominación en inglés Computed Radiography y fue introducida por el fabricante japonés Fuji por el año 1981.⁴¹

Existe diversidad de estudios que afirman que la dosis de radiación que presentan los equipos de radiología digital realmente es menor a los registrados con los métodos manuales, ya que con una exposición de tiempo menor se forma igualmente la imagen^{16, 31, 32}.

Gijbels y cols en el año 2005 señalaron en su estudio, que existe un ahorro en la dosis de radiación en más del 50% para la toma de radiografías panorámicas digitales en comparación a las analógicas por estudios realizados en la Universidad de Louisville, Kentucky por T Farman Y cols.^{33, 34}

2.9. Tipos de radiología digital.

Actualmente existen dos tecnologías diferentes en radiología digital:

- Radiología digital directa (RDD).
- Radiología digital indirecta (RDI).¹³

2.9.1. Radiología digital directa.

Esta emplea como receptor de rayos X un captador rígido habitualmente conectado a un cable, que traspassa la información captada por el receptor al ordenador, se denomina directa no requiere ningún tipo de escaneado tras la exposición de los rayos X, ya que el mismo sistema realiza automáticamente el proceso informático y la obtención de la imagen.¹³

Esta funciona con sensores fotosensibles similares a los de las cámaras fotográficas digitales, dichos sensores se estimulan con luz y se dañan cuando son expuestos a rayos X, el receptor o captador presenta dos componentes además del sensor. La primera capa, el escintilador, es el encargado de transformar los rayos X en luz. Una pequeña cantidad de radiación atraviesa el escintilador sin convertirse en luz, por lo que existe una segunda capa de fibra óptica que evita la penetración de los rayos X hasta el sensor y por tanto su deterioro como lo demuestra la figura 3.¹³

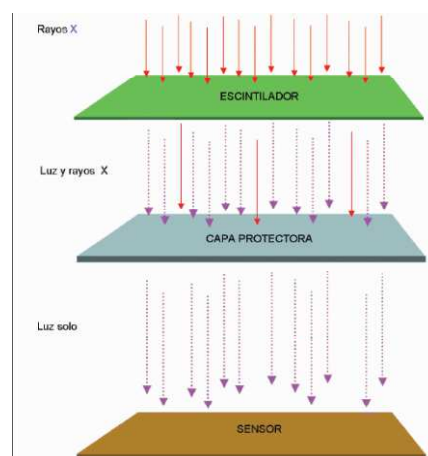


Fig. 3 Estructura de un captador de radiología digital directa. Discepoli N.

Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital.

El sensor está formado por una estructura de celdillas o píxeles fotosensibles capaces de almacenar fotones, estos convierten la señal luminosa que reciben en una señal eléctrica de intensidad proporcional. La señal eléctrica es enviada a un conversor analógico digital o DAC que transforma la señal analógica (eléctrica) en una digital (basada en un código binario). Así la señal luminosa que recibe cada pixel del sensor será convertida en un valor formado por ceros y unos, y este valor será interpretado como un determinado nivel de gris. La unión de todos estos puntos correspondientes a los distintos píxeles generará finalmente una imagen.^{13, 9, 20}

2.9.2. La radiografía digital indirecta o radiología con fósforo fotoestimulable.

La imagen se captura de forma analógica en una placa de fósforo fotoestimulable y convertida en digital tras su procesado. Aquí se utilizan placas similares a las películas radiográficas convencionales pero con un componente de emulsión cristalina de fluorohaluro de bario enriquecido con Europio. Esta emulsión es sensible a la radiación. Los rayos X provocan la excitación y liberación de un electrón del Europio, que es captado por una vacante halógena del fósforo de almacenamiento. Las vacantes electrónicas y los electrones captados se recombinan y causan luminiscencia, convirtiendo los rayos X en energía latente almacenada. Un láser de helio-néon estimula la luminiscencia de la placa, liberando los electrones atrapados, que se recombinan con las vacantes del Europio. La energía, en forma de luz, es

captada por un tubo fotomultiplicador y transformada en señal eléctrica, por último la señal resultante es convertida en digital mediante un conversor analógico digital, que determina el número máximo de tono de gris.^{13, 14}

2.10. Transformación Analógico-Digital de la Imagen o Digitalización de una imagen.

La transformación analógico-digital descompone la imagen en una matriz de elementos o pequeños cuadros que reciben el nombre de píxeles. A cada pixel le corresponde una zona de la imagen original definida por su localización espacial y por un determinado nivel de gris. Dicho de otra forma, la digitalización implica la transformación de la información que porta la imagen en valores numéricos que corresponden a la localización de cada pixel en una matriz y al nivel medio de gris que pertenece a cada uno de ellos.^{9, 20}

2.11. Digitalización de la imagen de película radiográfica.

Los sistemas de digitalización de películas radiográficas son fundamentalmente dos: Adquisición de imágenes con escáner láser y adquisición de imágenes con cámaras. Ambos procedimientos tienen el inconveniente de precisar imágenes tomadas en películas radiográficas convencionales pero tienen la ventaja de permitir digitalizar un archivo de radiografías analógicas.^{9, 14}

El mejor sistema es el basado en digitalizadores láser ya que proporciona mejores resultados en rango dinámico, resolución espacial y relación señal/ruido. Un digitalizador láser realiza una lectura secuencial punto por punto de la imagen radiográfica mientras un detector mide la luz transmitida en cada pixel (lo cual le permite una alta capacidad de medir densidades ópticas, mejorando las imágenes y permitiendo al clínico mejor capacidad de interpretación). La digitalización por cámaras, es similar a la realizada por una cámara digital fotográfica.^{9, 20}

El equipo de las radiografías extraorales digitales para las panorámicas o para la examinación del cráneo es interesante para el ortodoncista por una gran cantidad de ventajas que tiene sobre las radiografías convencionales, las cuales son:

- El tiempo de trabajo para la exposición de la imagen es menor (en algunos sistemas), se obtienen imágenes instantáneas.^{14, 15, 19}
- Se evita el procesado químico, por lo cual hay una gran reducción del daño al medio ambiente y disminuyen los errores en las imágenes por el procesado.^{14, 15, 19, 20, 21, 28}
- Disminuye la posibilidad de error al escoger mal los parámetros de exposición haciendo que la calidad sea pobre con la necesidad de tomar las placas de radiografías nuevamente.¹⁹
- Es menor las exposición a la radiación.^{14,15, 33, 32}
- Existe un mayor rango dinámico comparado con la película, la subexposición o sobrexposición en estas radiografías ocurre en menor

grado, el contraste y la densidad mejoran, también se puede cambiar de medidas y adicionar color si es necesario.¹⁴

- Los análisis cefalométricos y medidas son más fáciles de realizar con software especiales.^{14, 22}
- El almacenamiento y comunicación es electrónica, por lo que copias de imágenes pueden ser enviadas a otras computadoras sin perder las originales y de manera más rápida.^{14, 19, 20, 21, 22, 28.}
- Una de las principales ventajas de la imagen digital es la posibilidad de modificar las opciones de visualización para mejorar la de interpretación de imágenes.^{20, 22}
- La imagen puede obtenerse casi de manera instantánea.²²
- En el sistema digital también se puede obtener las placas radiográficas en físico si es necesario.²²
- Una gran desventaja que proporciona estos equipos novedosos son los altos costos con los que se encuentran en el mercado, lo que hace difícil su adquisición.²²

2.12. Radiobiología.

El término de radiobiología incluye dos términos, biología y radiación. La biología de la radiación es el estudio de los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los sistemas vivos.^{10, 11}

2.13. Efectos biológicos de las radiaciones.

La acción de la radiación ionizante sobre la materia se produce apenas los primeros instantes siguientes a la exposición. Esto afecta y produce modificaciones en las moléculas biológicas durante los siguientes segundos o incluso horas. Los cambios moleculares pueden dar como resultado mayores alteraciones en las células y organismos que pueden permanecer durante horas, décadas o generaciones, pudiendo producir lesión o muerte de las células y organismos.^{10, 9}

Estos efectos pueden dividirse en dos categorías, efectos no estocásticos y efectos estocásticos. Los efectos no estocásticos son aquellos en los que la gravedad de la respuesta es proporcional a la dosis por lo que se producen cuando la dosis es bastante alta. Por lo que si se usa una dosis por debajo de un umbral no aparecen estos efectos. Los efectos estocásticos son más impredecibles y se deben al azar y la probabilidad de que se produzcan cambios dependerá de la dosis, aunque no se atribuya un umbral en específico. Estos efectos pueden aparecer o no. Las medidas de protección en la odontología están orientadas principalmente a evitar los efectos estocásticos

ya que las dosis de radiación que se manejan son bastante bajas. Ann Arbor en el 2008 menciona que no es posible obtener efectos no estocásticos o deterministas ya que es muy baja la dosis de radiación que se utiliza en las radiografías diagnósticas^{10, 11, 23, 25}

La radiación actúa sobre los sistemas vivos mediante efectos directos e indirectos. Cuando la energía de un fotón o de un electrón secundario ioniza macromoléculas biológicas, se denomina efecto directo. Como consecuencia de dicha ionización, se forman radicales libres inestables. Son muy reactivos y sus vidas medias son cortas. Se transforman rápidamente en configuraciones estables, bien sea por disociación o por entrecruzamiento. Dado que las moléculas alteradas difieren estructural y funcionalmente de las originales, la consecuencia es un cambio biológico en el organismo irradiado. Alrededor de un tercio de los efectos biológicos de la exposición a los rayos X se debe a los efectos directos.^{10, 11}

2.14. Seguridad en la radiología.

En la seguridad radiológica es de primordial importancia prevenir los efectos no estocásticos y disminuir la probabilidad de efectos estocásticos, y esto se logra minimizando la exposición del personal y de los pacientes durante los exámenes radiográficos.¹¹

2.15. Límites en la dosis de exposición de rayos X a un paciente.

La dosis para un paciente que realiza una radiografía dental usualmente se considera como la cantidad de radiación recibida en un órgano diana. Una de las medidas más comunes es la exposición cutánea. Esta, al ser obtenida por medición directa, es la manera más sencilla de medir la exposición de un paciente a rayos X. Se utiliza para calcular la dosis que reciben los órganos situados en o cerca del punto de medición.¹¹

2.16. Métodos para reducir la exposición y la dosis.

El odontólogo debe tener la decisión de realizar radiografías diagnósticas basadas en los beneficios probables para la salud del paciente. El odontólogo debe obtener la máxima cantidad de información para minimizar la exposición del paciente a los rayos X.¹¹

Es muy importante para el profesional estar consciente de los riesgos que asociados al uso de la radiación ionizante. Luego el profesional deberá utilizar técnicas, materiales y equipos que optimicen el proceso. La optimización del proceso radiológico es la mejor manera de asegurar el máximo beneficio para el paciente garantizando una exposición mínima tanto para el paciente como para el operador, es importante mencionar que existe una reducción importante de la dosis de radiación cuando se utilizan películas de mayor velocidad como por ejemplo (E-speed, D- Speed) y con la utilización de imágenes digitales. En general las radiografías panorámicas que son a las que se refiere este estudio

son las que presentan menor dosis efectiva (medida internacional que se utiliza para cuantificar la radiación; hace un promedio ponderado de la dosis de todo el cuerpo en un tejido localizado).^{11, 23, 24}

La cantidad base utilizada para expresar la exposición de los materiales, como el cuerpo humano es la dosis absorbida, para la que se utiliza la unidad gray (Gy). Sin embargo, los efectos biológicos por unidad de dosis absorbida varían con el tipo de radiación y la parte del cuerpo expuesta. Para tener en cuenta estas variaciones, una cantidad ponderada llama la dosis efectiva, dicha unidad se denomina miliSievert (mSv).^{35, 42}

Entre las cifras recomendadas por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), en la Norma Oficial Mexicana NOM-157-SSA1-1996, presentó que la dosis anual permitida para personas naturales que no trabajan en áreas de la salud es de 5 mSv ⁴², En un estudio publicado por Williams y cols ⁴³ en el 2000, resaltaron que la dosis efectiva de radiación bajo un equipo panorámico convencional es de 0,06 mSv. por cada toma de radiografía.

2.17. Radiografías dentales.

Las diversas imágenes radiográficas de los dientes, los maxilares y el cráneo se pueden dividir en dos grupos principales:

Intraorales: el receptor de la imagen se sitúa dentro de la boca del paciente, incluye:

- Radiografías periapicales.

- Radiografías coronales.
- Radiografías Oclusales.

Extraorales: El receptor de la imagen se coloca fuera de la boca del paciente, incluyen:

- Radiografías oblicuas laterales.
- Diversas radiografías del cráneo.
- Radiografías panorámicas.⁸

Es de interés para este estudio las radiografías extraorales, en especial la panorámica, la cual es esencial en el diagnóstico y plan de tratamiento en odontología y para especialidades como la ortodoncia en el área de diagnóstico de asimetrías faciales ya que se pueden valorar asimetrías esqueléticas mandibulares y maxilares, desviaciones de las líneas medias dentales y esqueléticas, amplitud y longitud de ramas mandibulares entre otros .^{10, 12, 11, 36}

Es una herramienta desarrollada e ideada por Paatero en 1948, de rapidez en su elaboración y bajo costo por lo cual es considerada como una de las técnicas radiográficas más utilizadas en la actualidad. El profesional debe exigir la práctica de técnicas cuidadosas y seguir criterios de alta calidad de manera que se reduzca el número de exposiciones a radiaciones a las que es sometido el paciente.^{6, 10, 12, 36}

La radiografía panorámica, conocida también como ortopantomografía, consiste en una técnica radiológica que obtiene una imagen única de las estructuras faciales rodeando las convexidades de las arcadas maxilar y

mandibular y sus estructuras de sostén, recorriendo de una articulación temporomandibular a la otra.^{10, 12, 9, 11}

Esta técnica radiológica extrabucal es simple, rápida y muestra múltiples estructuras de manera simultánea, con una dosis de radiación relativamente baja, en un tiempo corto resultando confortable para el paciente.^{10, 12, 30}

2.17.1. Ventajas de la radiografía panorámica:

- Amplia cobertura de los huesos faciales y dientes.
- Baja dosis de radiación en comparación con un periapical completo.
- Comodidad del examen.
- Se puede indicar en pacientes con limitaciones en la apertura bucal
- Tiempo para obtener la proyección corto, de 3 a 4 minutos.
- Ayuda visual para la presentación de casos y educación del paciente.
- Como radiografía inicial de diagnóstico, permitiendo un reconocimiento general de algún problema y guiando a la utilización de otros recursos imagenológicos más específicos en el caso que se requieran.
- Bajo costo.^{6, 10, 11 , 29, 30, 36}

2.17.2. Desventajas de la radiografía panorámica.

- La imagen no muestra un detalle anatómico fino por lo que no debe utilizarse para el diagnóstico correcto de caries, lesiones periapicales o lesiones odontogénicas.
- Se superponen las superficies proximales de premolares o estructuras como la columna cervical.
- Existe un aumento irregular del tamaño real de las estructuras con distorsión geométrica.
- Objetos clínicos importantes pueden visualizarse fuera del plano focal (corte focal) con distorsiones o no aparecer.
- Estas radiografías son susceptibles a degradaciones por errores en la posición del paciente.^{9, 10, 11, 31, 36}

Existe la posibilidad de encontrar imágenes fantasmas, esto sucede cuando el objeto es interceptado más de una vez por el tubo de rayos X durante la exposición, esta imagen se distingue como un artefacto radiopaco que se asemeja a su contraparte real, formándose del lado opuesto de la película, indefinida y de mayor tamaño que su contraparte real.^{10, 12}

Entre las indicaciones de esta radiografía tenemos:

- La evaluación de traumatismos.
- Terceros molares.
- Enfermedad extensa.

- Lesiones grandes conocidas.
- Desarrollo dental sobretodo en dentición mixta.
- Detección de dientes retenidos o restos radiculares en pacientes edéntulos.
- Alteraciones morfológicas de la ATM.
- Anomalías de desarrollo
- Asimetrías faciales.^{10, 12, 36}

Para la obtención de la imagen panorámica, la placa y la cabeza del tubo se mueven alrededor del paciente, la imagen se obtiene por la rotación de la fuente de rayos X y la película. Para esta técnica un haz estrecho de rayos X pasa a través de los maxilares, desde la superficie lingual a vestibular continuando en angulación ascendente con respecto al plano oclusal, dependiendo del equipo de rayos X que se utilice el paciente debe estar de pie o sentado en una posición fija.^{6, 10, 11}

Existen dos conceptos básicos para conocer cómo se forma la imagen de una panorámica; El plano focal, conducto focal, corte focal o capa de imagen se define como una zona curva tridimensional en la que se observan con claridad las estructuras. La imagen que se registra se integra por las estructuras anatómicas localizadas dentro del plano focal. Los objetos que se encuentren fuera del plano focal aparecerán borrosos, aumentados o disminuidos de tamaño y a veces distorsionados. La forma del plano focal va a variar dependiendo de la marca del equipo empleado.^{10, 9, 11}

Solo las estructuras que están dentro del plano focal serán identificadas y observables claramente mientras que los tejidos blandos, los espacios aéreos y las imágenes fantasmas se pueden superponer en zonas de interés.^{10, 9, 11}

El centro de rotación es el punto de pivote o eje alrededor del cual va a girar el portador del estuche y la cabeza del tubo. Este centro de rotación siempre debe cambiar al girar la cabeza del tubo y la película alrededor del paciente, permitiendo así que la imagen en capaz se adapte a la forma elíptica de las arcadas dentales. La localización y número de centros de rotación influye en el tamaño y la forma del conducto focal y difieren según el fabricante.^{10, 11}

Las imágenes obtenidas en la ortopantomografía presentan cierto grado de magnificación. En los aparatos que trabajan con centros de rotación fijos la ampliación varía dentro de una determinada gama. Esta gama de magnificación existe porque la relación entre la posición del objeto, la película y el tubo de rayos X está variando continuamente, lo que ocurre porque la curvatura de los huesos maxilares no es circular. En aquellos aparatos en los que los centros de rotación son móviles, el tubo de rayos X y la película ocupan posiciones más estables, haciendo que la magnificación sea al igual más uniforme, actualmente existen aparatos panorámicos que permiten hacer radiografías con un factor de magnificación vertical, constante y conocido; con el cual haciendo los cálculos necesarios se podría llegar a las medidas reales de los objetos.^{45, 46}

Es conocido que las radiografías panorámicas tienen alto poder para el diagnóstico en odontología, y para la ortodoncia también es muy importante sobre todo en la evaluación de estructuras de soporte dental, evaluación de

reabsorciones radiculares, paralelismo radicular, edad dental, anomalías en número de dientes, situaciones patológicas, problemas en la ATM y el diagnóstico de asimetrías faciales para los cuales existen diversidad de métodos, encontrando entre los más importantes el propuesto en los años 80 por Simoes, llamado Panorograma de Simetría que consiste en reunir información detallada de ambos lados de la cara y compararlos entre sí o el propuesto por Levandosky en 1991 donde inventó un sistema de trazado para analizar completamente la radiografía panorámica y posteriormente adaptarla a la ATM; pero infinidad de veces estas radiografías tienen calidad pobre, porque presentan superposiciones, imágenes fantasmas, mal contraste, inconvenientes relacionados con la fiabilidad y precisión del tamaño, y el clínico tiene que subjetivamente diagnosticar los problemas que se observan. Svanaes y cols en 1986, publican que existe entre un 18% y 21% de magnificación entre dimensiones verticales de una panorámica tomada bajo el sistema convencional, pero que son aceptables su reproductibilidad al igual que las medidas angulares mientras que las estructuras horizontales son las más irreales ya que el efecto de la distorsión está influenciada no sólo por el factor de proyección sino también por el factor de movimiento ³⁹. Actualmente con el uso de radiografías digitales, la calidad y contraste de las imágenes es mucho mejor, la sustitución de imágenes sobre películas por las de tipo digital crea la posibilidad de aumentar la productividad y reducir la dosis de rayos X permitiendo diagnósticos más precisos.^{6, 20, 26, 2}

En un estudio realizado por Schulze y col, en el año 2000 sobre la precisión y exactitud de medidas en la radiografías panorámicas digitales, de 70 radiografías digitales de cráneos humanos donde se colocaron pernos y

esferas, se realizaron las mediciones con magnificaciones en escala 1:1 y 2:1, encontrando que; las mediciones verticales son menos reproducibles que las horizontales, La variación máxima de diferencia fue de 0.4% de la longitud objeto real para los pernos y el 1,2% de las esferas. Concluyendo que las mediciones más fiables se obtienen de los objetos lineales en el plano horizontal y que las mediciones digitales son lo suficientemente precisas para su uso clínico.⁴⁴

Gijbels y cols en el 2000, realizaron un estudio sobre la calidad de las imágenes panorámicas adquiridas digitalmente y su diferencia con respecto a las radiografías convencionales, utilizaron dos equipos de radiografías convencionales y un equipo digital con 54 pacientes cada uno, encontrando una diferencia significativa en la calidad de imagen siendo mejor para las radiografías convencionales, entre las dos radiografías convencionales no hubo diferencias.²⁰

Peker y cols en el 2009, compararon la calidad subjetiva de la imagen de radiografías digitales y analógicas con pantallas intensificadoras en ambas, utilizando un total de 90 radiografías, concluyendo que no hubo diferencia significativa entre las muestras.²¹

Hassfel y cols, lograron concluir que existe una reducción de la dosis de radiación en un 40% en un estudio clínico comparativo entre un equipo radiológico digital de panorámicas con el sistema CCD (sistema digital directo) y un sistema convencional.²⁹

Dula y cols, reportaron una evaluación experimental con el mismo sistema digital y demostraron que existe un descenso de sobre el 43% de disminución de la dosis sin comprometer la calidad de las imágenes.²⁹

2.18. Asimetrías faciales.

Las variaciones que existen si se compara un lado de la cara con el otro lado se denominan asimetrías faciales, estas variaciones asimétricas leves ocurren comúnmente en la población, generalmente no perjudican la función o la estética y muchas veces pasan inadvertida. Las asimetrías se consideran importantes cuando son extremas y evidentes, entre las causas existe la derivada de una influencia genética y de desarrollo.²

Según Van Valen existen tres tipos de asimetrías²⁶:

- Direccional.
- Antisimetría.
- Simetría fluctuante.

La direccional se da cuando el desarrollo de un lado es diferente al otro durante el proceso normal de desarrollo ejemplo: el pulmón humano presenta tres lóbulos en el lado derecho y dos en el izquierdo (desarrollo genético normal).²⁶

La antisimetría existe cuando un lado es mayor al otro, pero cuál de los lados es más grande es variable durante el desarrollo normal, y este no puede predecirse antes del desarrollo.²⁶

Existen estructuras que tiene una asimetría direccional que se consideran normales porque son predeterminadas así genéticamente, pero también existen estructuras que son iguales en ambos lados como son; las faciales y dentales que presentan una línea media y que en esencia son imágenes unas especulares o iguales a las otras, estas presentan las mismas influencias genéticas en ambos lados, por lo que en teoría deben ser idénticas en ambos lados del cuerpo, ya que se desarrollan simultáneamente y deberían formarse idénticamente.²⁶

La simetría fluctuante, se produce cuando existe una diferencia entre ambos lados, pero el lado mayor es aleatorio, por lo cual es imposible que el individuo desarrolle estructuras homólogas bilaterales idénticas, los factores ambientales pueden influir en esta, ejemplo: la dentición primaria con la permanente.²⁶

La simetría perfecta facial es extremadamente extraña, en muchos individuos se puede observar que el lado derecho es ligeramente más grande que el izquierdo, leves grados de asimetría entre lado derecho e izquierdo, en caras aparente asimétricas se pueden demostrar solo con técnicas especiales, pero muchos de estos pacientes no lo consideran un problema.²⁷

Schimid describe que las asimetrías esqueléticas craneomandibulares son de naturaleza congénita o hereditaria (del desarrollo) y las que son adquiridas por acontecimientos infecciosos (adquiridas). Durante el crecimiento, las alteraciones funcionales o fuerzas aplicadas a los huesos puede modificar el

patrón de crecimiento y concluir en una asimetría, por otro lado las alteraciones oclusales pueden conducir a la desviación de la mandíbula y generar una asimetría evidente.^{2, 40}

Otra causa propuesta por los Dres Shah y Vig se debe al hábito de patrón unilateral de masticación la cual puede ser diagnosticada e interceptada a tiempo.²

En un estudio realizado en la universidad del Norte de Carolina entre 1978 y 1996 donde se analizó en el departamento de clínica dentofacial a 1460 pacientes mostro, que solo 495 pacientes mostraban aparente asimetría, siendo el tercio inferior el más afectado con respecto al medio y superior; el 75% derivaron de desviaciones en la mandíbula. Y en cuanto a la relación de las asimetrías con respecto a las maloclusiones resultó que existía una prevalencia de 28% en las maloclusiones clase II y de un 40 a 42% en otros subgrupos, pero no fueron estadísticamente significativos, como fue el grupo con clase II.²⁷ .

Castro y cols en un estudio realizado en la Universidad Autónoma de México demostraron que una población de niños entre 3 y 6 años donde se les realizo el método para evaluar asimetrías faciales ideado por el Dr Levandosky, la prevalencia fue del 59,25 %.²

Existen diversos métodos para diagnosticar las asimetrías faciales en radiografías panorámicas, ya mencionados anteriormente, para la realización de este estudio se eligió el ideado por el Dr Tatis en el año 2006, denominado “Análisis cefalométrico para Radiografías Panorámicas”. El cual “Es un análisis basado en radiografías panorámicas, que permite la medición de estructuras

craneomandibulares y dentoalveolares en sentido sagital, transversal y vertical como se observa en la figura 4 y 5, de manera estática y dinámica, basando la mayoría de sus valores en simetría y proporcionalidad del paciente, sin recurrir a valores normativos que permitan un sesgo diagnóstico, también permite un análisis lineal , el cual por medio de mediciones lineales y angulares logra cuantificar el diagnóstico imagenológico; y se agrega un análisis visual y gráfico que permite cualificar, por medio de la elaboración y comparación de figuras geométricas como triángulos, rectángulos y cuadrados, la conclusión diagnóstica de una forma más rápida, eficaz y eficiente.”⁶

Entre sus utilidades se menciona:

- Permite analizar al paciente en sus dos mitades.
- Diagnóstico de asimetrías verticales, sagitales y transversas del maxilar y la mandíbula.
- Análisis de las desviaciones funcionales mandibulares.
- Análisis de las desviaciones estructurales mandibulares.
- Proporcionalidad vertical y trasversa de la cara.
- Relaciones Maxilo-mandibulares.
- Posición mandibular C-I, C-II, C-III mandibulares.
- Relaciones dentales C-I, C-II, C-III caninas y molares.
- Análisis del biotipo.
- Lectura articular dinámica y estática.

- Simetría y proporcionalidad de las estructuras dentoalveolares.
- Control y verificación de anclaje.
- Planificación de la dinámica dental.
- Análisis y control de interferencias oclusales.
- Análisis de mordida profunda.
- Análisis de mordidas abiertas dentales y esqueléticas.
- Inclinación del plano oclusal.
- Análisis radiográfico de Bolton.
- Análisis de las vías aéreas.
- Permite evaluar cambios anatómicos, estructurales y funcionales a través del tiempo.⁶

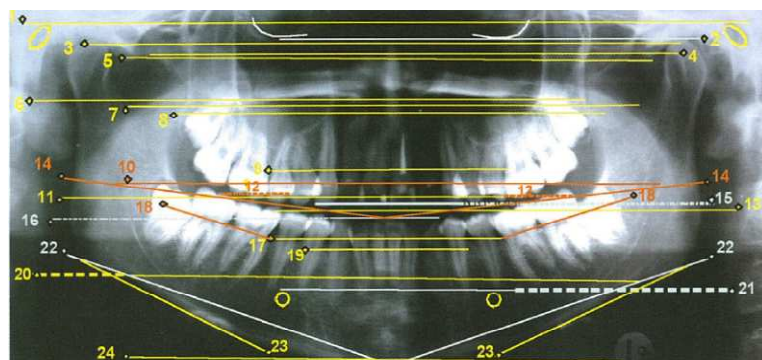


Fig. 4 Trazado de planos horizontales del programa de cefalometría para radiografías panorámicas del Dr Tatis. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámicas.

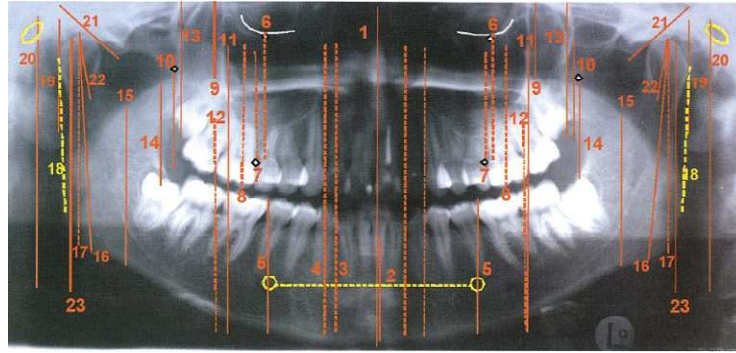


Fig. 5 Trazado de planos verticales del programa de cefalometrías para panorámicas del Dr Tatis. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica

3. OBJETIVOS.

3.1. Objetivo general.

Determinar si el uso de radiografías digitales permite la localización de puntos anatómicos de interés para el análisis de asimetrías faciales con la misma precisión que los obtenidos con radiografías analógicas digitalizadas.

3.2. Objetivos específicos.

- Comparar la coincidencia de determinados puntos usados para diagnosticar asimetrías faciales en el análisis cefalométrico de Tatis para Rx panorámicas, obtenidos en ambas radiografías digital y analógica digitalizadas.
- Comparar la coincidencia de los puntos que se utilizan para obtener el triángulo cráneo-mandibular, el cual es usado para medir la centricidad mandibular; evaluando las desviaciones mandibulares entre las radiografías analógicas y las radiografías analógicas digitalizadas.
- Comparar la coincidencia de los puntos que se utilizan para obtener los triángulos cuerpo-rama, los cuales son usados para evaluar las asimetrías entre el cuerpo y la rama mandibular entre las radiografías analógicas y las radiografías analógicas digitalizadas.

- Comparar la coincidencia de los puntos que se utilizan para obtener el rectángulo Erm, que permite verificar la simetría del maxilar en posición vertical diagnosticando si se encuentra inclinado o cantedo entre las radiografías analógicas y las radiografías analógicas digitalizadas.
- Verificar a través de mediciones si los puntos encontrados en ambas radiografías son iguales o existe marcada diferencia entre las radiografías analógicas digitalizadas y las digitales.
- Comparar los resultados obtenidos para los 3 análisis de asimetrías escogidos, y verificar si son iguales para ambos métodos radiográficos.

4. HIPÓTESIS.

Los puntos evaluados para determinar la presencia de asimetrías faciales son más precisos de obtener mediante el uso de radiografías digitales que con el uso de radiografías analógicas digitalizadas.

5. JUSTIFICACIÓN.

El uso de nuevas tecnologías ayuda al ortodoncista a tomar decisiones más acertadas en la planificación de tratamientos, utilizando herramientas como software de análisis cefalométricos que pueden facilitar la detección de los puntos anatómicos, además de predecir los resultados que se pueden obtener

con un tratamiento antes de comenzarlo. Las radiografías digitales pueden ser almacenadas digitalmente produciendo menos desechos tanto en su elaboración como en su archivado, también es importante mencionar el grado de radiación a la cual se somete el paciente, ya que para la toma de radiografías digitales es mucho menor la exposición que en las radiografías analógicas.

Las radiografías digitales se obtienen de manera más rápida que las radiografías analógicas ya que no requieren de un proceso de revelado y un análisis analógico, por otro lado el alto costo de los equipos para la toma de radiografías digitales es una desventaja que presentan estas nuevas tecnologías, al no existir un consenso entre el uso de radiografías digitales o analógicas ya que la literatura no revela que exista diferencias estadísticamente significativas para la localización de puntos entre ambas radiografías, es de interés verificar si existen diferencias reales o no para la localización de determinados puntos que se utilizan para el diagnóstico de simetrías faciales según el análisis cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas entre radiografías digitales y radiografías analógicas digitalizadas.

6. MATERIALES Y MÉTODOS.

6.1. Tipo de estudio.

De tipo descriptivo, comprende el detalle, registro, análisis e interpretación de dos sistemas de diagnóstico donde se describirá el análisis de simetrías faciales con el uso de un software para este fin, y se realizará un análisis comparativo entre la obtención de puntos escogidos como más importantes tanto en radiografías digitales como en radiografías analógicas, mediante registro, análisis estadísticos e interpretación de datos, para llegar a un resultado enfocándonos sobre las conclusiones dominantes.⁷

6.2. Muestra o población.

El estudio se realizó bajo la autorización del comité de ética de la Universidad San Francisco de Quito (anexo 1) con previa firma del consentimiento informado (anexo 2) a los participantes candidatos a efectuarse la radiografía panorámica digital y analógica digitalizada, con previa explicación del estudio que se iba a realizar de forma verbal y escrita (anexo 3).

6.3. Criterios de inclusión.

- Imágenes radiográficas de personas con edad comprendida entre los 14 años y 60 años de edad, sin distinción de sexo, a partir de los 14 años

los pacientes disminuyen el pico de crecimiento por lo que no existen tantas modificaciones en la anatomía de los maxilares.

- Imágenes radiográficas de personas que presenten dentición permanente, sin importar que tengan ausencias dentarias, restauraciones o tratamientos endodónticos.
- Imágenes radiográficas de personas que puedan o no haber recibido tratamiento de ortodoncia, pero ya debe estar finalizado.
- Las imágenes radiográficas deben estar tomadas en excelentes condiciones de nitidez, densidad y contraste. Por lo que las características de intensidad y exposición de los rayos X deben ser las necesarias.⁶
- Las imágenes radiográficas deben registrar en su totalidad todas las estructuras anatómicas y craneométricas.
- Para la obtención de las imágenes radiográficas el paciente debe estar en correcta posición; si existe una rotación de la cabeza en el plano horizontal se generarán falsas asimetrías al momento de la medición y análisis, si por el contrario la rotación es en el plano vertical se generaran curvaturas en forma de semiarco en el plano oclusal.⁶

6.4. Criterios de exclusión.

- Imágenes radiográficas de personas menores de 14 años o mayores de 60 años.

- Imágenes radiográficas de personas con dentición primaria o mixta.
- Imágenes radiográficas de personas con ortodoncia fija correctiva.
- Imágenes radiográficas de personas edéntulas totales.
- Personas con problemas sistémicos que no se puedan realizar tratamientos bajo radiación.
- Personas con problemas psicológicos graves.
- Mujeres embarazadas.
- Pacientes con deformidades faciales graves o síndromes.
- Imágenes radiográficas que presenten tachones, manchas o algún artefacto superpuesto por motivo de mala técnica en la toma de las radiografías.
- Las imágenes radiográficas no deben presentar cortes en estructuras tales como cóndilos mandibulares, mentón, porion.

6.5. Selección de centro radiológico.

Para este estudio se utilizaron las radiografías obtenidas en un solo equipo para cada método. Centro Odontológico Cabezas para la toma de radiografías panorámicas digitales con el equipo de marca JJ Morita y modelo Veraviewepocs 2D y el centro radiológico de la Universidad San Francisco de

Quito con el equipo Panaura 10-C con tubo de rayos X tipo panorámico Toshiba modelo D-103s y serie TI0023. Las radiografías fueron tomadas por el mismo radiólogo en cada equipo, para reducir márgenes de error.

6.6. Determinantes éticos.

Todos los participantes fueron solicitados a realizarse una radiografía panorámica en el centro radiológico de la Universidad San Francisco donde se encuentra un equipo de tipo analógico; contando con todas las medidas de protección que exige la ley como por ejemplo el uso estricto de un delantal de plomo para evitar la radiación a otras zonas donde no es necesario, este equipo cuenta con un conversor analógico-digital que permite que la radiografía sea almacenada directamente en formato digital, lo que genera protección al medio ambiente evitando el paso de revelado, y la acumulación de desechos porque la imagen se observa en la computadora y no en una placa de rayos X, posteriormente los participantes fueron solicitados a realizarse otra radiografía panorámica en la clínica del Centro odontológico Cabezas con el mismo sistema estricto de protección, donde cuentan con un equipo de radiografías digitales, que al utilizar tecnología más avanzadas ha logrado reducir las dosis de radiación casi en 50% veces, al disminuir el tiempo de exposición del paciente como lo demostraron Farman y cols³⁴. Al ser un equipo digital la imagen es almacenada directamente en formato digital sin necesidad de un proceso químico para su revelado. Se realizaron las radiografías previa firma de consentimiento informado (anexo 2), los candidatos no pagaron la

radiografía de la universidad por ser una colaboración de la Clínica con el proyecto de Tesis, y previo acuerdo con la Clínica Odontológica Cabezas los participantes fueron solicitados a cancelar una cantidad mínima representativa, lo cual está por debajo de los precios estándares del mercado, también es importante recalcar que las radiografías serán utilizadas como método diagnóstico para el inicio del tratamiento en el caso que los pacientes pertenezcan a la clínica de la Universidad San Francisco de Quito y los que no pertenezcan se les entrego el CD con su radiografía de manera que la puedan utilizar en otros centros odontológicos, recalcando que una imagen radiográfica panorámica actualizada siempre sirve como método de control y diagnostico complementario para verificar el buen estado de salud de maxilares y del tejido dentario.

A lo largo del tiempo de los tratamientos odontológicos, así como los de ortodoncia los pacientes muchas veces son sometidos a tomarse varias radiografías para comprobar los seguimientos del tratamiento y verificar si es el adecuado, es mínima la cantidad de radiación a la que pueden exponerse a lo largo de la vida estos pacientes, por esta razón no existe ningún problema en que los participantes se realicen las radiografías para colaborar con la investigación.

6.7. Metodología.

El estudio comprende la utilización de 50 radiografías panorámicas digitales y 50 radiografías panorámicas analógicas digitalizadas, para la toma de las 50 radiografías panorámicas digitales se utilizó el equipo de marca JJ Morita y

modelo Veraviewepocs 2D como se observa en la figura 6, el cual fue elegido por ser un equipo de alta tecnología que permite imágenes de alta calidad, utilizando una baja exposición de radiación ($\frac{1}{4}$ de la exposición utilizada por equipos analógicos), Sistemas automáticos de mejoramiento de imágenes, al ser digital no requiere revelado de películas; el sistema de digitalización es directo con exposición automática (DDAE por sus siglas en inglés) este sistema garantiza una toma de la radiografía con las medidas oficiales recomendadas; con un voltaje del tubo óptimo entre 60–80 K_v_p y de energía entre 1–10 mA siendo este de manera automática lo que reduce probabilidades de error humano.^{37, 38}



Fig. 6 Equipo radiológico JJ Morita, modelo veraviewpocs 2D (Cortesía Dr. Gerson cabezas)

Para las 50 radiografías analógicas digitalizadas se utilizó el equipo de marca Yoshida panoura 10-C, tubo de rayos X tipo: Panorámico (Toshiba) modelo D-103s focal size: 1 x 1mm serie TI 0023 como se observa en la figura 7, que cuenta con las siguientes especificaciones con un voltaje del tubo entre 70 y 90 K_v_p y de energía de 10mA, estas radiografías analógicas y son

digitalizadas por el sistema Schick Ipan, las radiografías fueron tomadas a boca cerrada en máxima intercuspidad suprimiendo el uso de bloque interdental, la toma se realizó de esta forma ya que para el software de análisis cefalométrico de panorámicas seleccionado es necesario la radiografía a boca cerrada o en máxima oclusión. Las radiografías fueron realizadas por el mismo operador debidamente entrenado y calibrado para cada área, el mismo para todas las radiografías digitales y otro para todas las radiografías analógicas digitalizadas ya que por ser equipos y centros radiológicos diferentes cada una tiene su operador específico.



Fig. 7 Panaura 10-C con tubo de rayos X tipo panorámico
Toshiba modelo D-103s y serie TI0023

La correcta posición del paciente es crítica, se tomaron todas las medidas necesarias para sea de la manera correcta siguiendo las siguientes indicaciones; la línea lumínica vertical guía del equipo se hará coincidir con la línea media facial del patient y la línea lumínica horizontal guía se hará coincidir con el plano de Frankfort del paciente esto para el caso del equipo

digital como se puede observar en la figura 8, en el caso del equipo analógico no existen guías lumínicas pero si existen guías dibujadas directamente en el equipo que indican la posición correcta, también fue posible asegurar la estabilidad tridimensional por medio de la ubicación de la cabeza en el equipo con el seguro parietal en la parte superior y el soporte del mentón en la parte anterior e inferior.



Fig. 8 Guías lumínicas del equipo JJ Morita (Cortesía del Dr Gerson cabezas)

Posteriormente todas las radiografías tanto las digitales como las analógicas digitalizadas fueron almacenadas en un equipo tipo Desktop de marca Apple, el cual se puede ver en la figura 9, se utilizará este equipo para poder realizar el análisis cefalométrico computarizado de Tatis que se encuentra instalado en el mismo.



Fig. 9 Computadora desktop marca Apple (Cortesía del Dr. Gerson Cabezas)

Se procedió a realizar el análisis cefalométrico para panorámicas de Tatis con ayuda del programa Orthokineter plus versión 1.0.228 (figura 10), el cual se utilizó de la siguiente manera.

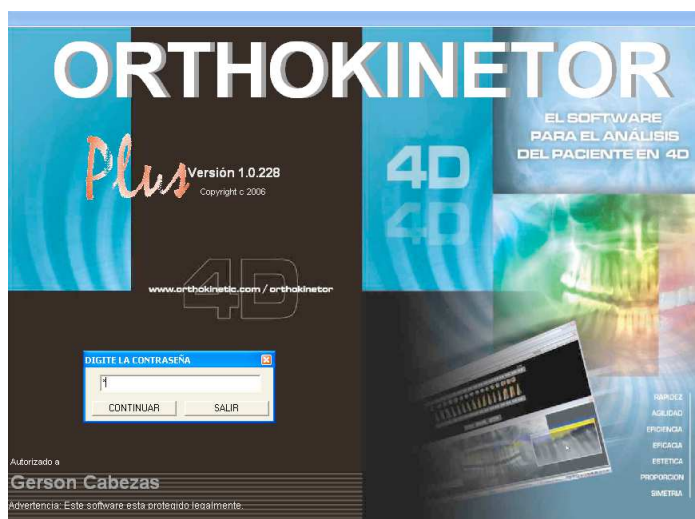


Fig. 10 Programa Orthokineter Plus (Foto tomada del Programa)

- 1) Luego de ingresado en la base de datos del programa las 100 radiografías en máxima oclusión de los 50 participantes, se procedió a iniciar la ubicación de los puntos indicados en la cefalometría (figura

11), fueron 58 puntos por cada lado, teniéndose un total de 116 puntos por cada radiografía, aunque para este estudio no se necesitaron todos los puntos, fue necesario hacerlos porque el programa posee un orden de ejecución; estos puntos fueron ubicados por el mismo operador quien era, estudiante de 5to semestre del post-grado de Ortodoncia de la Universidad San Francisco de Quito, el cual ya estaba capacitado para obtener los puntos de forma correcta a través del sistema computarizado en cada radiografía almacenada.



Fig. 11 Trazado de puntos Cefalométricos. (Imagen tomada del programa Orthokineter)

- 2) Luego fueron guardados los trazados en la base de datos.
- 3) Posteriormente fueron exportadas las imágenes de las 100 radiografías al programa Photoshop CS5 para su procesamiento (figura 12).

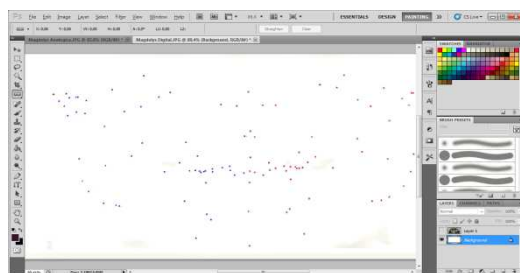


Fig. 12 Importación de Imagen a Photoshop e identificación de Puntos. (Imagen tomada del programa Photoshop CS5)

4) Entre los puntos y planos seleccionados para realizar el análisis de simetrías, se encuentran los siguientes: del campo de análisis esquelético se evaluó la centricidad mandibular (desviaciones mandibulares) mediante el triángulo cráneo-mandibular; el cual se compone de:

- P_d : Punto Porion derecho, punto más superior del meato auditivo externo.
- P_i : Punto Porion izquierdo, punto más superior del meato auditivo externo.
- $Bi\ Me/2$: Punto bi-mentoniano medio, punto medio entre los dos forámenes mentonianos puntos (T_{fm} : techo del forámen mentoniano derecho, T_{fm} : techo del forámen mentoniano izquierdo) sobre el plano bi-mentoniano ; en condiciones normales coincide la intersección del plano bi-mentoniano con el plano TN' (plano tabique nasal; plano perpendicular al plano bi-porion que pasa por el punto TN).⁶

El análisis verifica:

Un análisis lineal que debe indicar que la distancia de

$$(P_d - Bi\ Me/2) = (P_i - Bi\ Me/2)$$

Un análisis gráfico que verifica que se forme un triángulo isósceles con vértice inferior centrado en el punto Bi Me/2 y coincidente con el plano TN⁶ (figura 13)

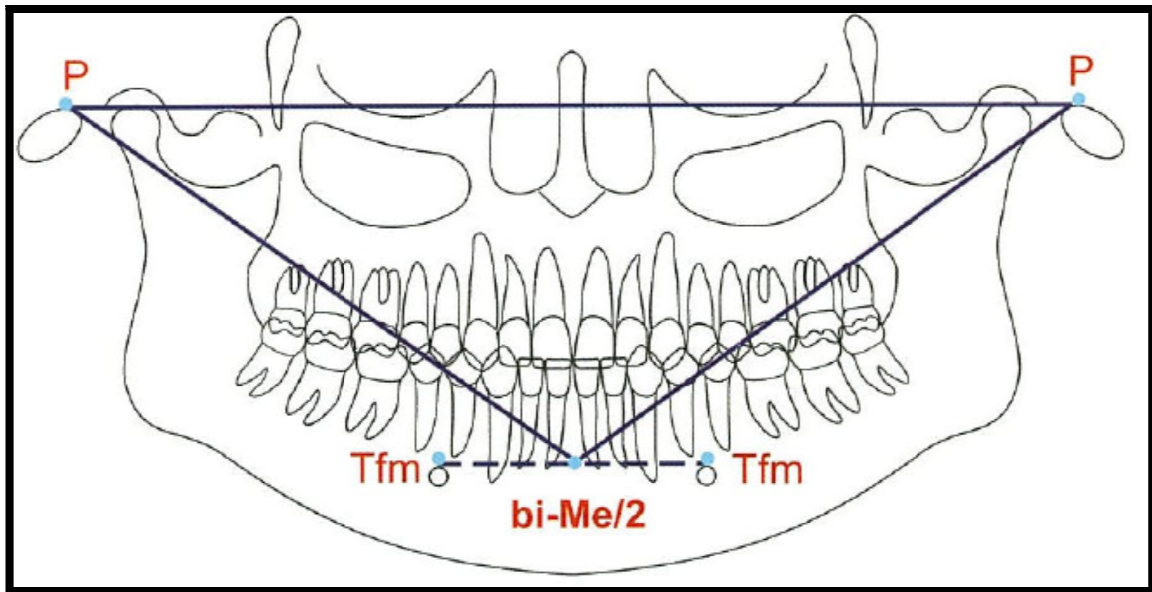


Fig. 13 Triángulo craneo-mandibular. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámicas

También se evaluó la simetría cuerpo-rama lo que demostrará si existe proporcionalidad entre el cuerpo y las ramas mandibulares por medio de los triángulos cuerpo-rama (figura 14) que se encuentran formados por los puntos:

- Cd: Punto Condylion; punto más superior de la cabeza del cóndilo. Cd derecho y Cd izquierdo.
- Go: Punto Gonion; punto ubicado en la intersección del contorno mandibular con la bisectriz del ángulo goníaco. Ángulo formado por los planos (Ag-Me) y (Cp-Ks). Ag: Punto más profundo de la escotadura

antegonial, Me: Punto medio de la sínfisis sobre el borde inferior de la mandíbula, Cp: punto cóndilo posterior, más posterior de la cabeza del cóndilo y Ks: punto post-gonial, más posterior del contorno posterior de la rama mandibular. Go derecho y Go izquierdo.

- Tfm: Techo de forámen mentoniano, punto más superior del forámen mentoniano, Tfm derecho y Tfm izquierdo.

El análisis verifica:

- Simetría vertical: Si la distancia $(Cd_d - Go_d) = (Cd_i - Go_i)$
- Simetría horizontal: Si la distancia $(Go_d - Tfm_d) = (Go_i - Tfm_i)$

Y el análisis gráfico representa:

Un triángulo isósceles derecho (figura 14) que debe ser idéntico al triángulo izquierdo con dos lados iguales $(Cd - Go)$ y uno desigual $(Cd - Tfm)^6$

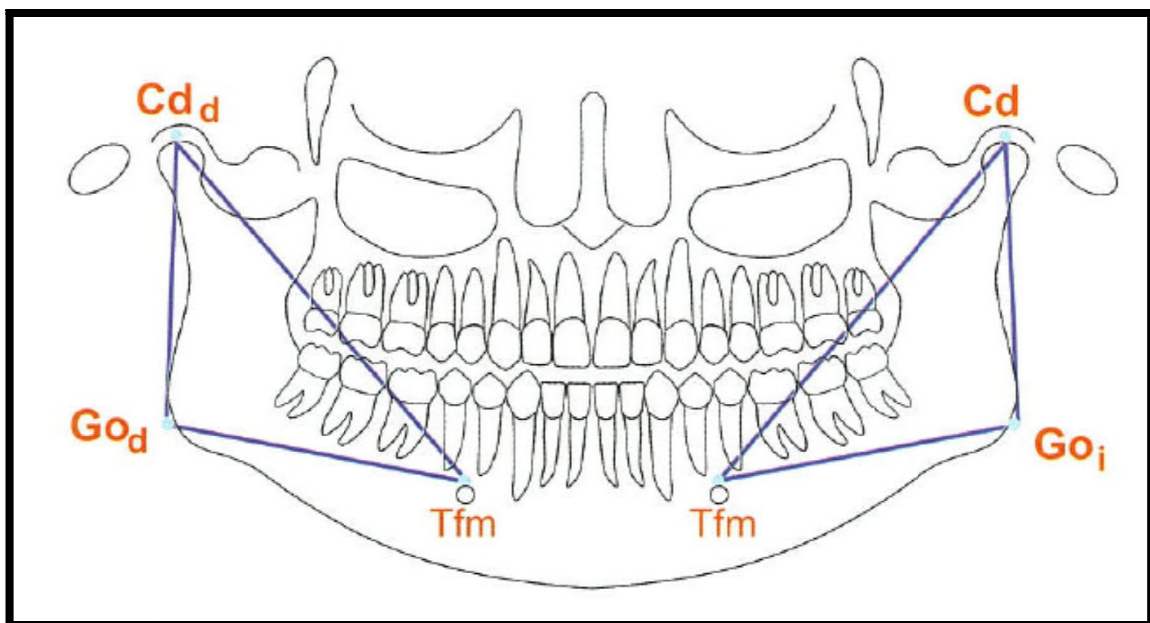


Fig. 14 Triángulos cuerpo-rama. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámicas

El otro análisis a tomar en cuenta, por su utilidad para la ortodoncia es en el análisis esquelético del maxilar; la simetría vertical del maxilar, que permite evaluar si el maxilar superior está normal o inclinado (canteado)

El análisis gráfico es formado por el rectángulo Erm (figura 15) que se encuentra formado por plano bi P – Plano bi Erm – Plano P_d - Plano P_i que debe estar simétrico para indicar que no existen asimetrías verticales en el maxilar

- Plano bi – P: plano del punto Porio derecho al punto Porio izquierdo descrito anteriormente.
- Plano bi – Erm: plano del punto Erm derecho al punto Erm izquierdo; punto eminencia retromolar, ubicado sobre el contorno posterior de la eminencia retromolar, a la altura de la intersección con los procesos horizontales del hueso maxilar.
- Plano P_d: Plano perpendicular al plano bi – P que pasa por el punto Porion del lado derecho.
- Plano P_i: Plano perpendicular al plano bi – P que pasa por el punto Porion del lado izquierdo.⁶

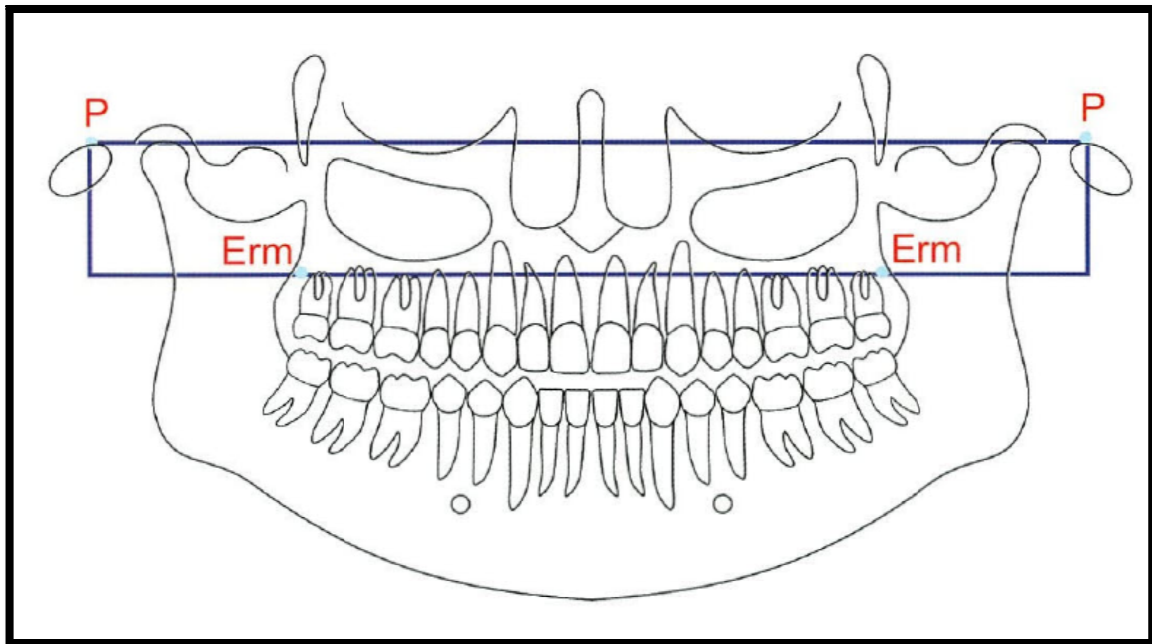


Fig. 15 Réctangulo Erm. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica

- 5) Una vez obtenidas todas las imágenes de las radiografías con sus puntos, fueron agrupadas por paciente haciendo el par de imágenes: radiografía digital y radiografía analógica, con la ayuda del programa Photoshop se crearon capas transparentes para cada imagen donde se extrajeron los puntos seleccionados antes mencionados, para posteriormente ser comparados.
- 6) Se utilizaron dos puntos en cada radiografía para normar las imágenes, los puntos seleccionados para normar las imágenes fueron los Cóndilo posterior derecho e izquierdo (Punto más posterior del contorno posterior de la cabeza del cóndilo mandibular), para lo que se calibraron y tabularon ambas imágenes superponiendo estos puntos.
- 7) Luego se ajustaron ambas imágenes para que estos dos puntos fueran completamente horizontales, se normaron a una distancia de 30

centímetros entre ellos y se identificó el punto medio entre ambos puntos.

- 8) Se creó un eje de coordenadas utilizando este punto como centro de coordenadas ($X = 0$, $Y = 0$) como se muestra en la figura 16. Se marcaron los puntos de interés de cada radiografía y se identificaron con un color los puntos de las radiografías digitales y otro color para los puntos de las radiografías analógicas. Se midieron las coordenadas de los puntos de interés basados en el eje de coordenadas antes mencionado.

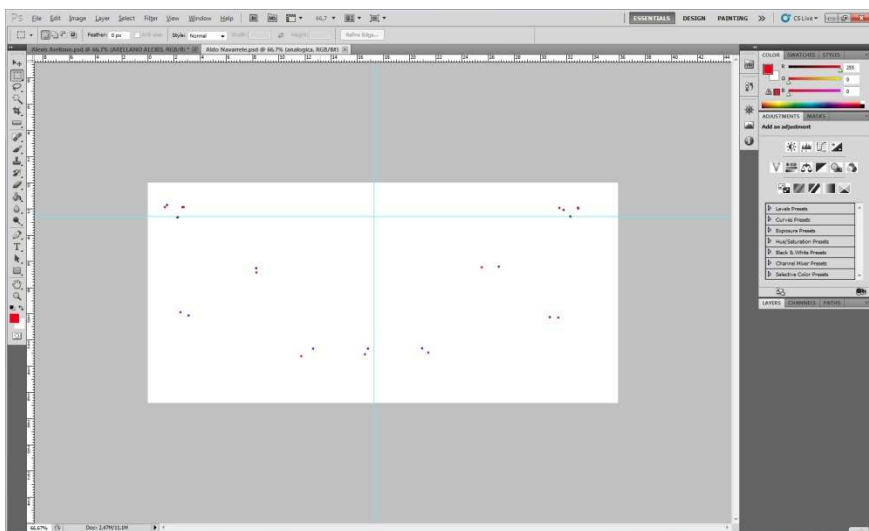


Fig. 16 Ubicación de eje de coordenadas a partir de la identificación del punto medio entre el cóndilo posterior derecho e izquierdo. (Foto tomada del programa Photoshop CS5)

- 9) Las coordenadas obtenidas fueron anexadas en una tabla de datos (anexo 4) y posteriormente entregadas a un estadista para su análisis y obtención de resultados.

- 10) Se utilizó un método recomendado por el estadista para calcular el margen de error posible en el proceso desde el trazado de los puntos con el programa Orthokineter hasta la medición de las coordenadas. Para esto se procedió a medir nuevamente los puntos 1 y 2 del primer paciente en ambas radiografías, 3 y 4 del segundo paciente, 5 y 6 del tercer paciente y así sucesivamente hasta llegar al último punto y comenzar nuevamente desde el punto 1, esto de manera que fuera aleatorizado el proceso. Luego se volvió a calcular el eje de coordenadas y se volvieron a medir los puntos. Esta información también fue entregada al estadista para el cálculo del margen de error.
- 11) Los datos fueron recolectados en tablas elaboradas para este efecto (anexo 5), para luego ser sometidas al análisis estadístico determinado para este estudio.

7. RESULTADOS.

7.1. Análisis e interpretación de datos.

Se le envió al estadista las coordenadas de 11 puntos clave ubicados en las imágenes pares de 50 pacientes. Y se planteó determinar si existe diferencia significativa entre la ubicación de los puntos en la imagen analógica (Ra) y la imagen digital (Rd). Para la metodología de obtención de datos se implicó la determinación de coordenadas (X, Y) de cada uno de los puntos observados y para establecer estas coordenadas se procedió de la siguiente manera:

- Se ubicaron tres puntos de referencia en cada imagen que fueron los cóndilo posterior derecho e izquierdo y el punto medio exacto entre estos puntos, ya se había mencionado antes como se realizó la calibración, entre ambas radiografías.
- Respecto a estos tres puntos se estableció un origen de coordenadas.
- Respecto del origen de coordenadas, se planteó la posición de cada uno de los puntos.
- Se estandarizó la escala a una sola medida.

Se logró así, las coordenadas (Xa, Ya) para los puntos de las imágenes analógicas y los puntos (Xd, Yd) de las coordenadas de los puntos de las imágenes digitales.

Para conseguir el método de error al momento de establecer las coordenadas de los puntos, se procedió con lo siguiente:

- Se ordenó las imágenes (analógica y digital) de acuerdo al nombre de los pacientes
- Del primer paciente se realizó una segunda medición de las coordenadas analógica y digital de los dos primeros puntos.
- Del segundo paciente se realizó una segunda medición de las coordenadas analógica y digital de los puntos 3 y 4.
- Así, secuencialmente hasta tener dos mediciones de cada uno de los 11 puntos analizados.

Con estas segundas evaluaciones, se establece un “radio de error” dado por:

$$r = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$$

Para realizar las comparaciones entre las coordenadas de cada punto se procedió de la siguiente manera:

- Se visualizan las coordenadas levantadas
- Se visualiza la densidad estimada bidimensional para los datos de la imagen analógica y digital
- Se contrasta los contornos de las densidades bidimensionales de las coordenadas analógica y digital
- Se supone un modelo normal bivariado para ajustar los datos y se estiman los parámetros para cada punto e imagen. La estimación de los

parámetros se la hace por el método de máxima verosimilitud considerando el error de medición tratado en el párrafo anterior.

Hay que destacar que el modelo considerado tiene las siguientes características:

$$f(X) = (2\pi)^{\frac{k}{2}} |\Sigma|^{\frac{1}{2}} \exp\left(-\frac{1}{2}(X - \mu)^T \Sigma^{-1}(X - \mu)\right)$$

Dónde:

X es el vector de coordenadas (x, y)

μ es el vector de medias (μ_x, μ_y)

k es la dimensión de los vectores considerados (número de datos en cada punto), para este caso k = 47

Σ es la matriz de varianzas y covarianzas, de la forma: $\Sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{yx} \\ \sigma_{xy} & \sigma_{yy} \end{bmatrix}$, aquí σ_{xx} es la varianza de los datos x, σ_{yy} es la varianza de los datos y, $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$ es la covarianza entre los datos x e y.

El símbolo (-1) representa el cálculo de la matriz inversa, y el símbolo (T) representa matriz transpuesta

El estimador de máxima verosimilitud para el vector de promedios es el vector de promedios de las coordenadas x y de las coordenadas $\hat{\mu} = \begin{pmatrix} \bar{x} \\ \bar{y} \end{pmatrix}$

El estimador de máxima verosimilitud para la matriz de varianzas y covarianzas está dado por la siguiente expresión:

$$\hat{\Sigma} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k (X_i - \bar{X})(X_i - \bar{X})^T$$

- Una vez logrados los parámetros de cada punto, se plantea una prueba de hipótesis para los vectores promedio con la siguiente estructura:

$$H_0 : \mu_a = \mu_d$$

$$H_a : \mu_a \neq \mu_d$$

7.2. Medición de error.

Los resultados de los radios estimados se pueden visualizar en la tabla 2 y su distribución estimada mediante el uso de Kernel Gaussiano se la visualiza en el siguiente gráfico 1:

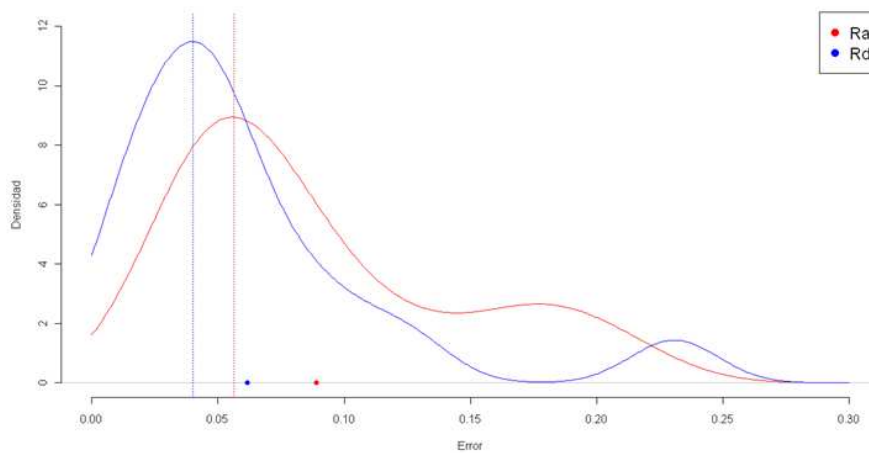


Gráfico 1. En el gráfico, las líneas verticales representan la ubicación del máximo en puntos modales y los puntos sobre el eje horizontal muestran los errores promedio.

Tabla. 1 Valores modales para los errores de medición

Error	Valor
Ra	0.05638642
Rd	0.04001261

Tabla. 2 Valores promedio para los errores de medición

Error	Valor
Ra	0.089
Rd	0.062

Se tomaron los valores modales considerando que son los valores de distribución estimada, es decir, donde la densidad estimada alcanza su máximo; para el estadista, estos valores modales fueron más representativos que los promedio.

Los errores promedio fueron 0.089 y 0.062 para Ra y Rd respectivamente, lo que concluye que tanto para los valores modales y promedios encontrados en el modelo Kernel Gaussiano existe una diferencia significativa entre el error cometido al establecer las coordenadas de los puntos según la imagen sea analógica o digital, colocando a la analógica en mayor grado de error.

Se realizó una prueba t para muestras relacionadas y se obtuvo un $p=0.045$ lo que comprueba lo antes mencionado al ser $p < 0.05$, que la hipótesis de que exista más error en la ubicación de puntos en las radiografías analógicas según esta prueba de (promedios relacionados) es cierta, y sumado la diferencia entre los radios (Ra - Rd) los resultados estarían entre 0.0007 y 0.0538 con el 95% de confianza; se podría afirmar que el error de establecimiento de coordenadas en las imágenes analógicas fue mayor al de las digitales.

7.2 Comparación de los valores obtenidos en las radiografías analógicas (Ra) y las radiografías digitales (Rd).

Los resultados de las mediciones se pueden observar en el gráfico 2 que se representa de la siguiente manera.

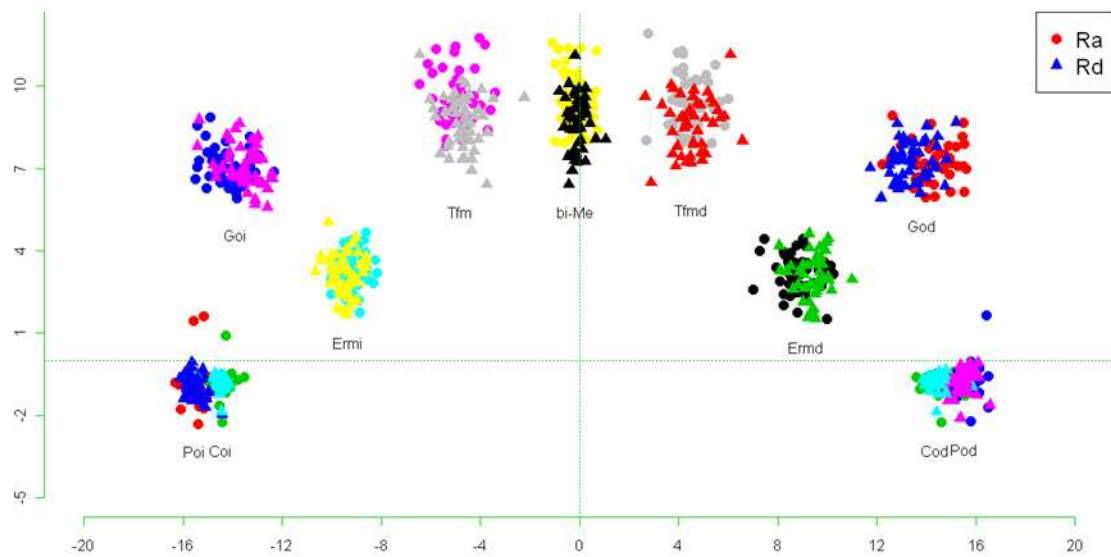


Gráfico 2 Puntos evaluados según técnica

Se apreció como los puntos evaluados se distribuyen con ciertas diferencias de posición.

En algunos casos pareció existir mayor dispersión que en otros que se observaron más homogéneos.

En lo que siguiente se buscó establecer si existen diferencias significativas entre los dos tipos de imágenes realizando la comparación de cada punto.

7.2.1. Comparación de los valores obtenidos entre el punto 1 Porio izquierdo (Poi) analógico y digital.

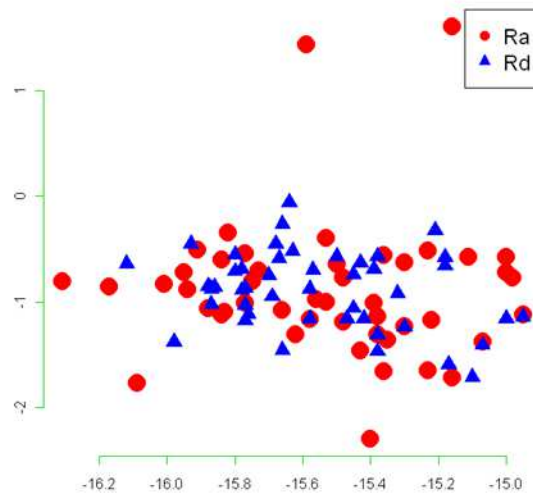


Gráfico 3 Coordenadas del punto 1 (Poi).

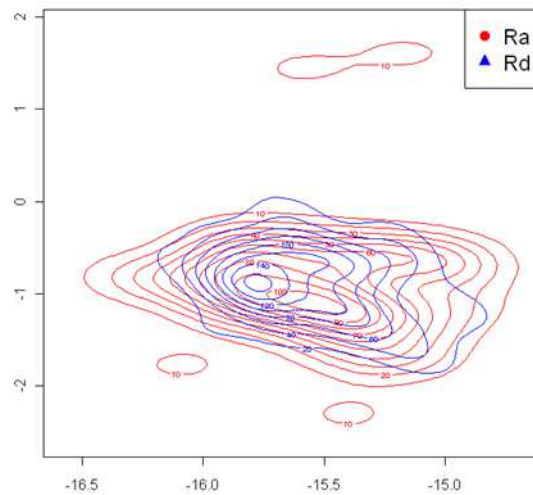


Gráfico. 4 Contornos de las densidades estimadas para el punto 1 (Poi)

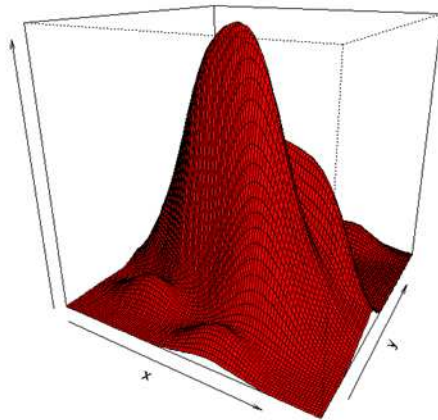


Gráfico. 5 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 1(Poi).

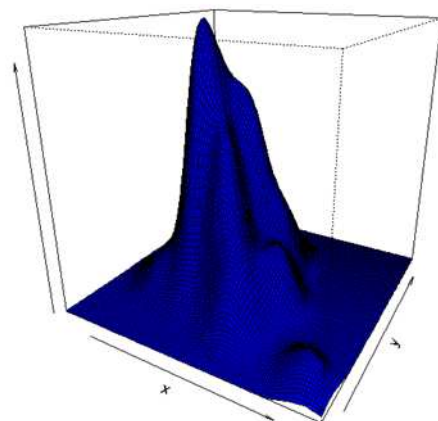


Gráfico. 6 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 1 (Poi).

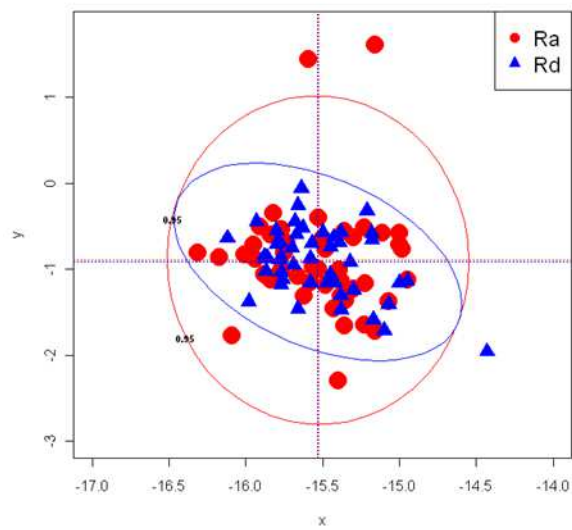


Gráfico. 7 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 1 (Poi)

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 1 Porio en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.2. Comparación de los valores obtenidos entre el punto 2 Coi (Cóndilo izquierdo) analógico y digital.

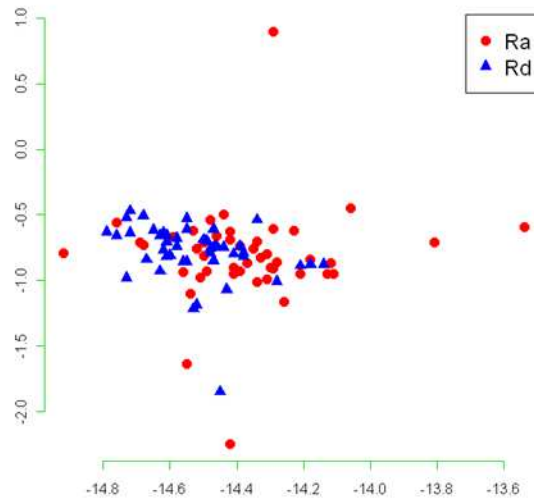


Gráfico. 8 Coordenadas del punto 2 (Coi).

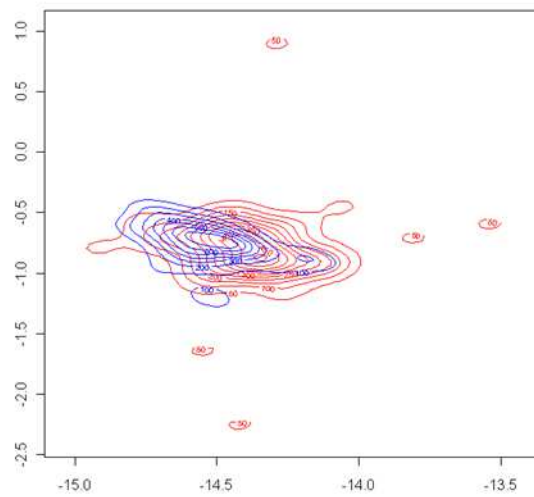


Gráfico. 9 Contornos de las densidades estimadas para el punto 2 (Coi)

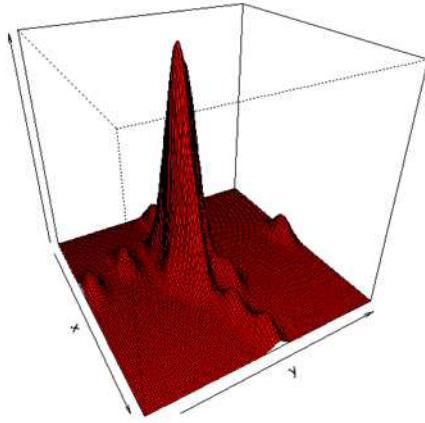


Gráfico. 10 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 2(Coi).

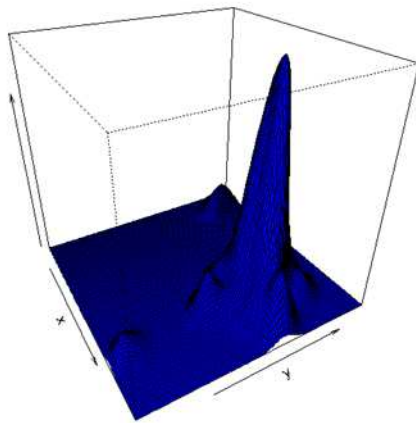


Gráfico. 11 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 2 (Coi).

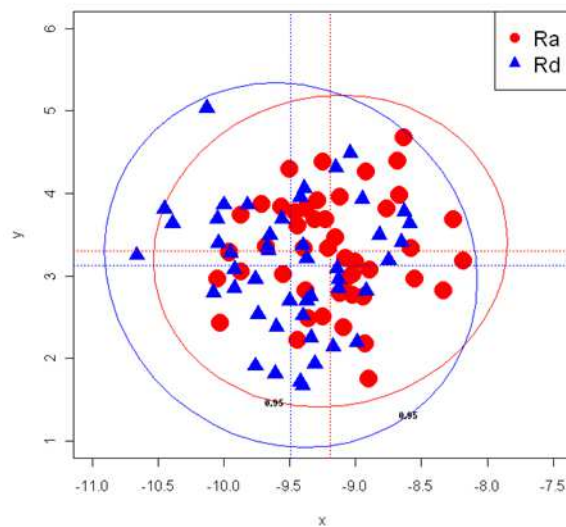


Gráfico. 12 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 2 (Coi)

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 2 (Coi) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.3 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 3 Goi (Gonio izquierdo) analógico y digital.

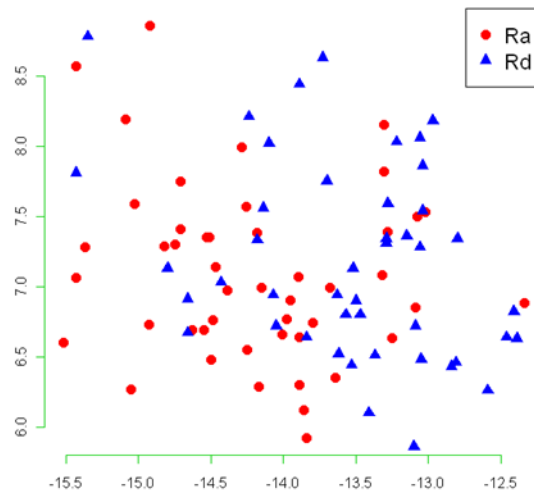


Gráfico. 13 Coordenadas del punto 3 (Goi).

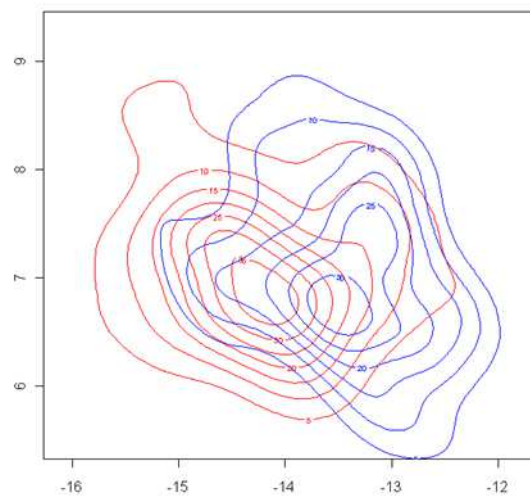


Gráfico. 14 Contornos de las densidades estimadas para el punto 3 (Goi)

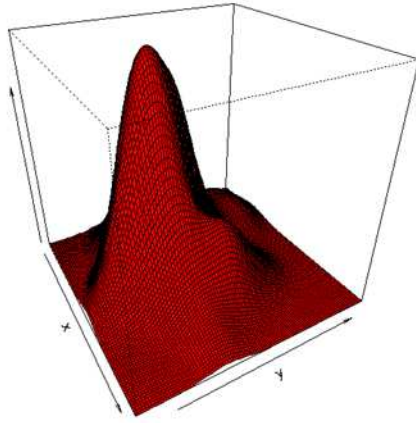


Gráfico. 15 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 3(Goi).

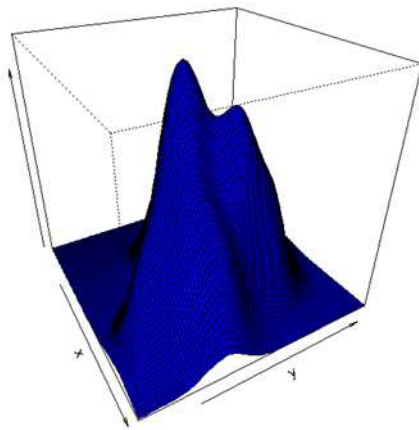


Gráfico. 16 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 3 (Goi).

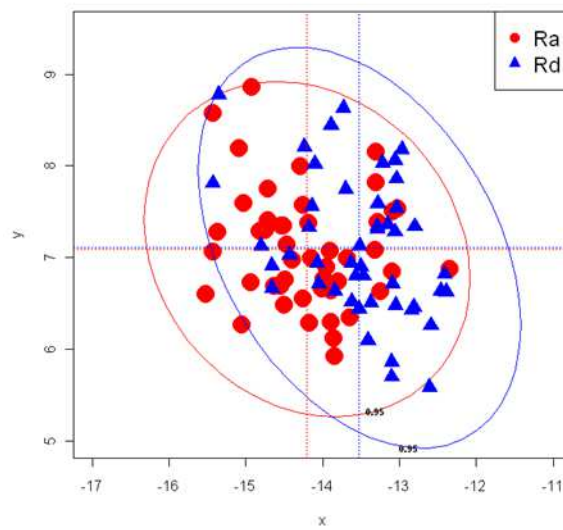


Gráfico. 17 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 3 (Goi)

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 3 (Goi) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.4 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 4 Ermi (Eminencia retromolar izquierdo) analógico y digital.

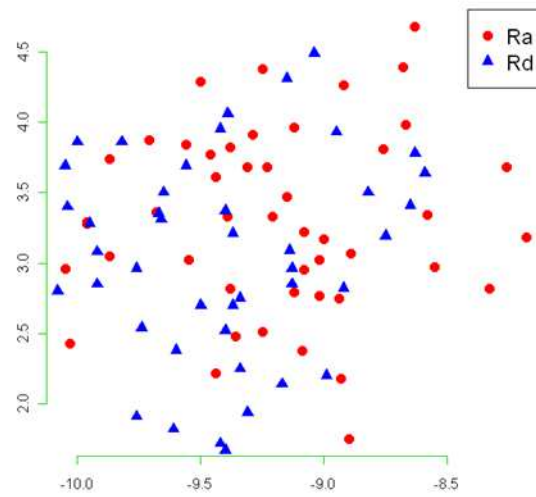


Gráfico. 18 Coordenadas de los puntos 4 (Ermi).

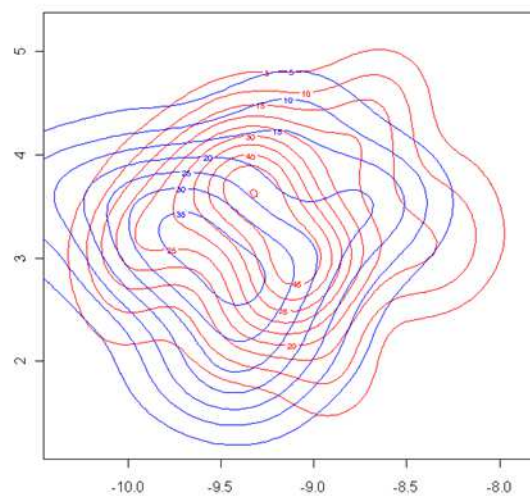


Gráfico. 19 Contornos de las densidades estimadas para el punto 4 (Ermi).

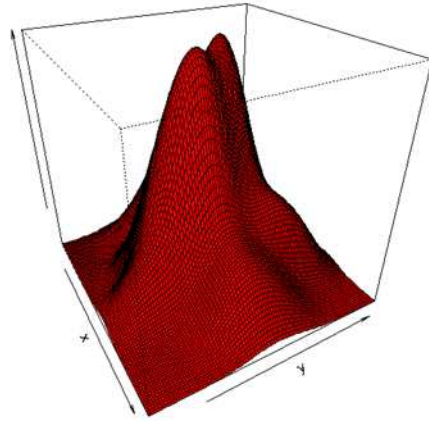


Gráfico. 20 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 4 (Ermi).

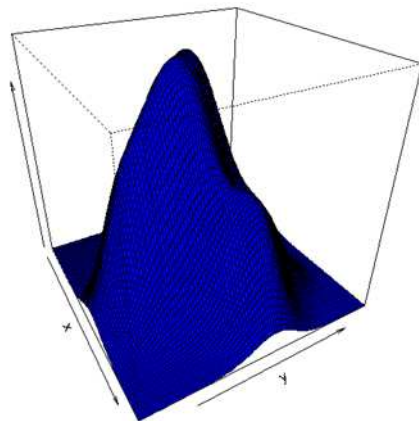


Gráfico. 21 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 4 (Ermi).

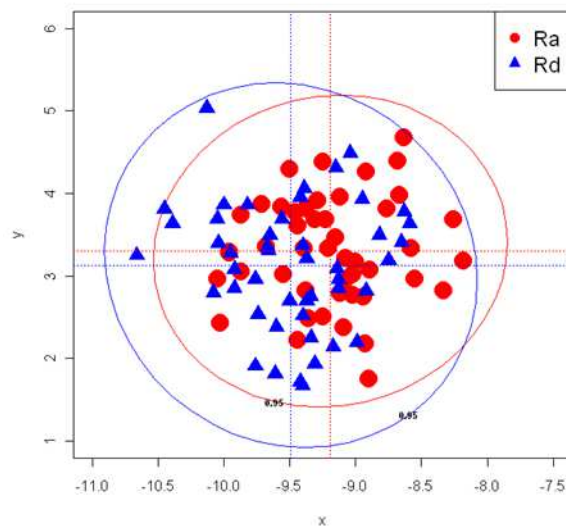


Gráfico. 22 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 4 (Ermi).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 4 (Ermi) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.5 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 5 Tfmi (Techo de foramen mentoniano izquierdo) analógico y digital.

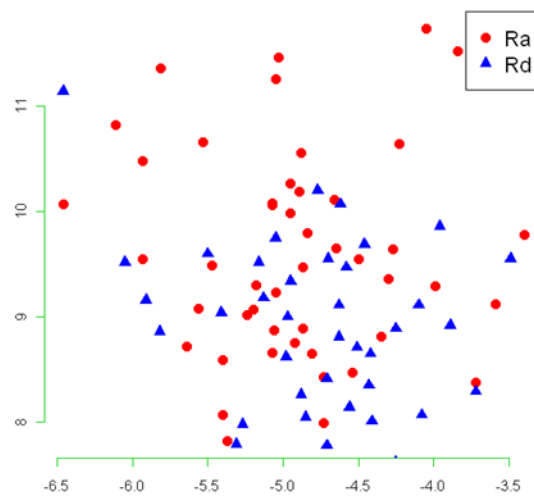


Gráfico. 23 Coordenadas del punto 5 (Tfmi).

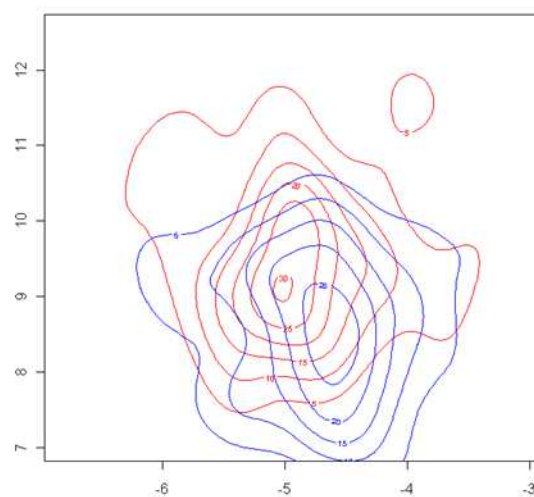


Gráfico. 24 Contornos de las densidades estimadas para el punto 5 (Tfmi).

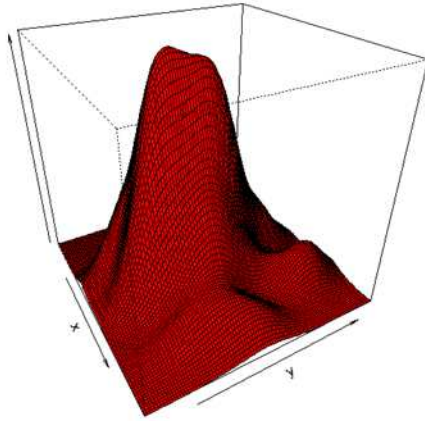


Gráfico. 25 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 5 (Tfmi).

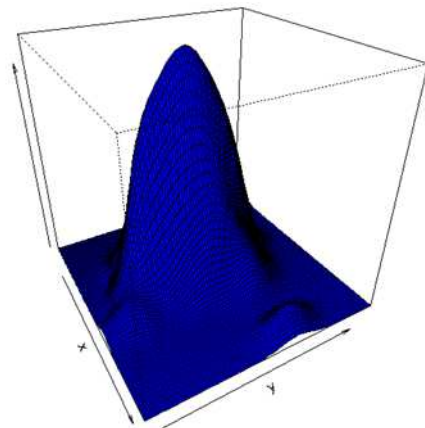


Gráfico. 26 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 5 (Tfmi).

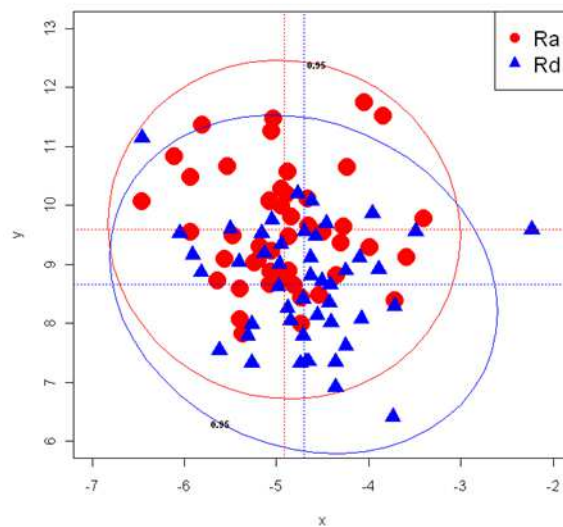


Gráfico. 27 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 5 (Tfmi).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 5 (Tfmi) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.6 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 6 Bi-Me (punto medio mentoniano) analógico y digital.

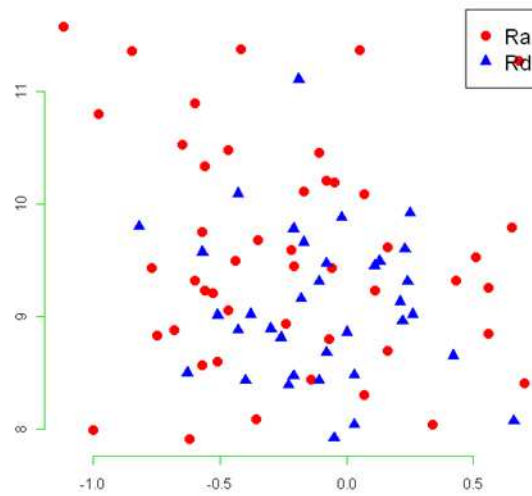


Gráfico. 28 Coordenadas de los puntos 6 (Bi-Me).

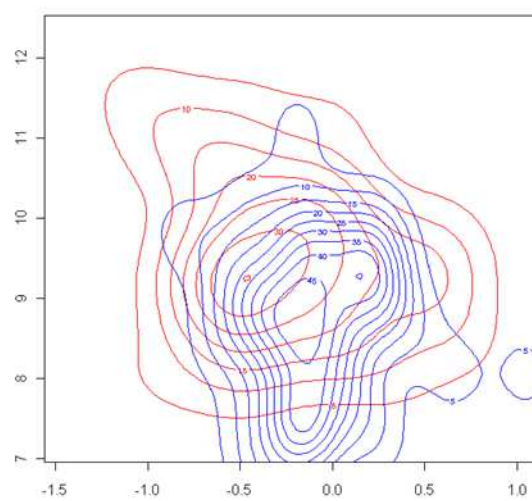


Gráfico. 29 Contornos de las densidades estimadas para el punto 6 (Bi-me).

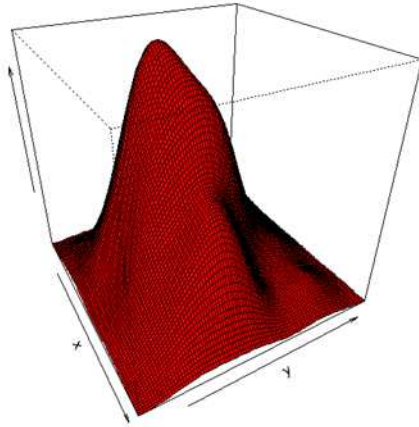


Gráfico. 30 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 6 (Bi-me).

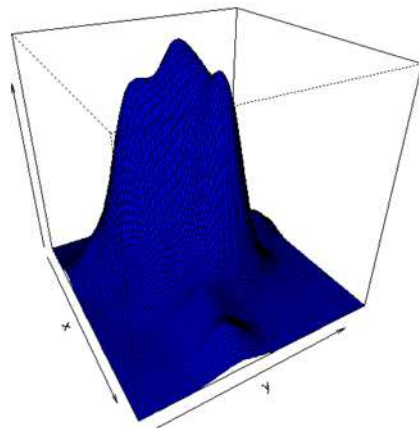


Gráfico. 31 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 6 (Bi-Me).

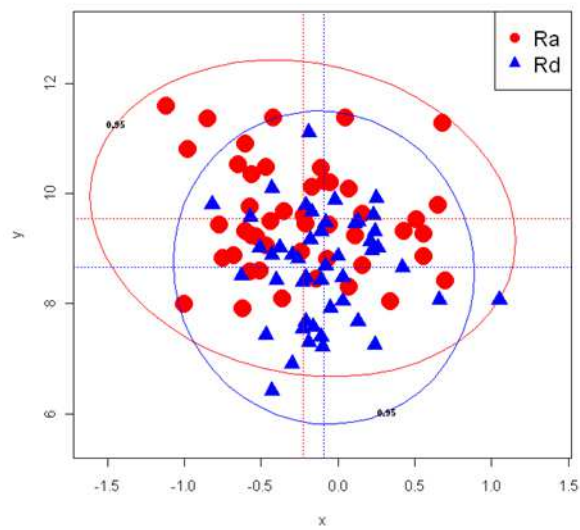


Gráfico. 32 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 6 (Bi- Me).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 6 (Bi- Me) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.7 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 7 Tfmd (Techo foramen mentoniano derecho) analógico y digital.

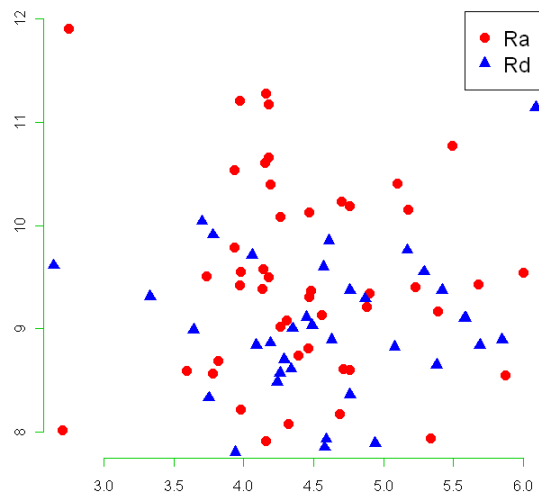


Gráfico. 33 Coordenadas de los puntos 7 (Tfmd).

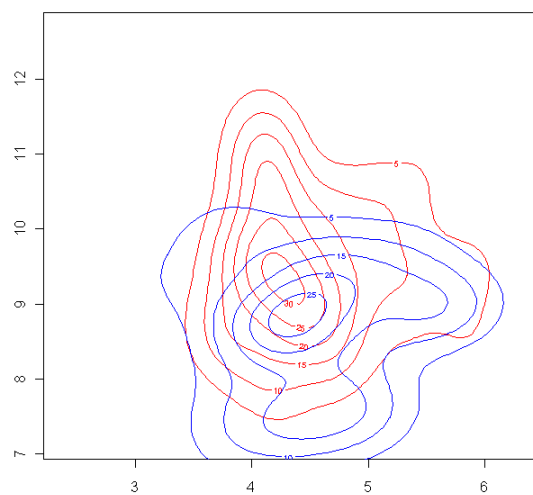


Gráfico. 34 Contornos de las densidades estimadas para el punto 7 (Tfmd).

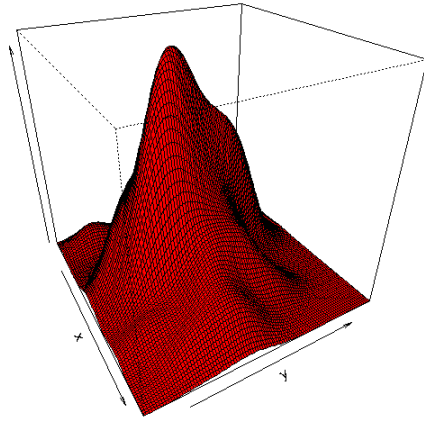


Gráfico 35 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 7(Tfmd).

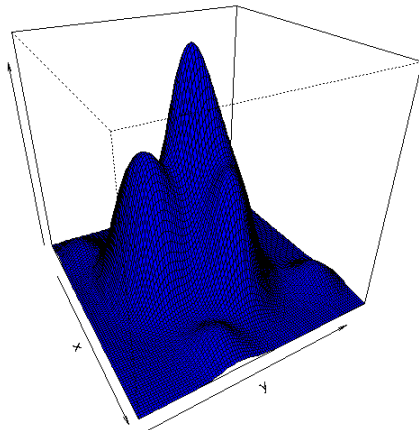


Gráfico 36 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 7 (Tfmd).

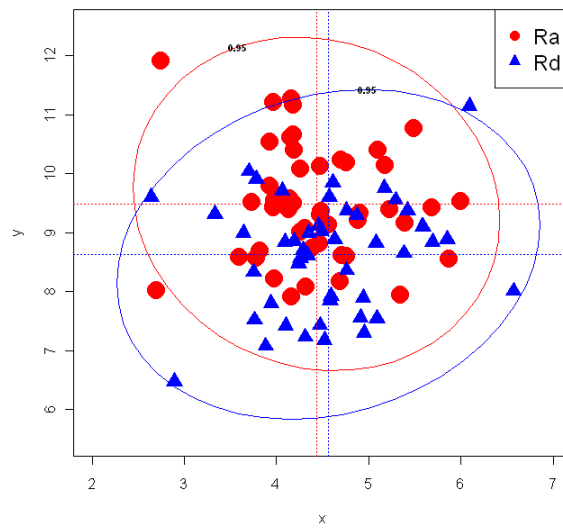


Gráfico. 37 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 7 (Tfmd).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 7 (Tfmd) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.8 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 8 Ermd (Eminencia retromolar derecho) analógico y digital.

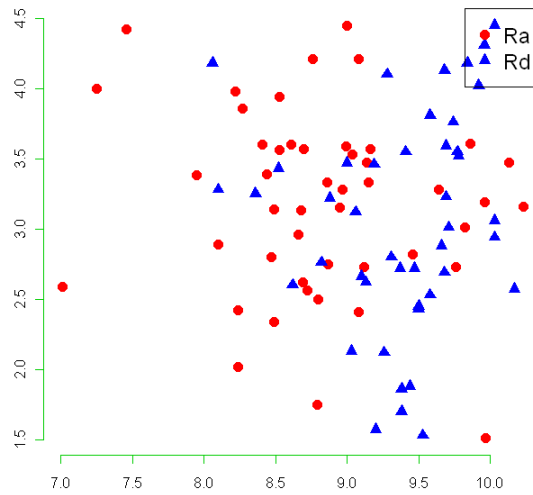


Gráfico. 38 Coordenadas de los puntos 8 (Ermd).

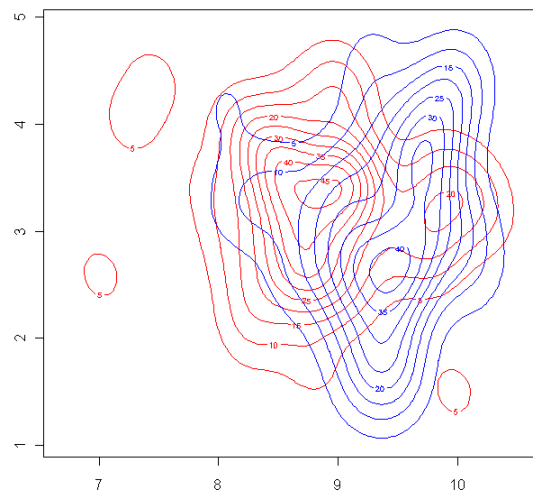


Gráfico. 39 Contornos de las densidades estimadas para el punto 8 (Ermd).

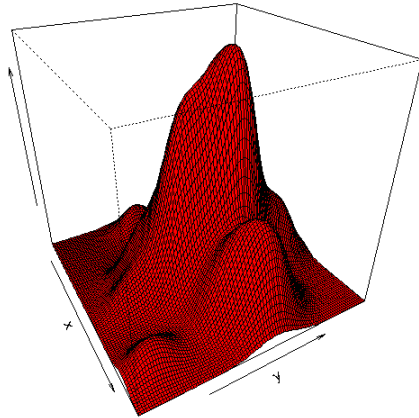


Gráfico. 40 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 8 (Ermd).

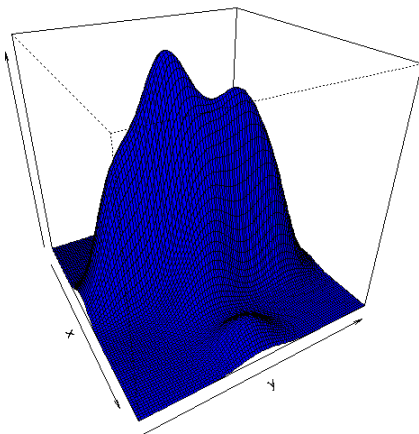


Gráfico. 41 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 8 (Ermd).

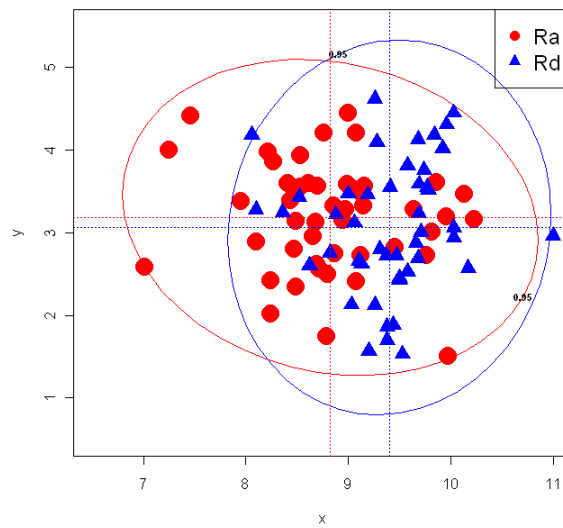


Gráfico. 42 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 8 (Ermd).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 8 (Ermd) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.9 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 9 God (Gonion derecho) analógico y digital.

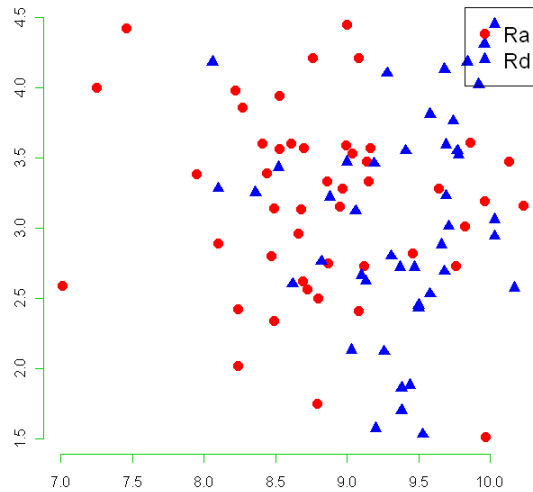


Gráfico. 43 Coordenadas de los puntos 9 (God) .

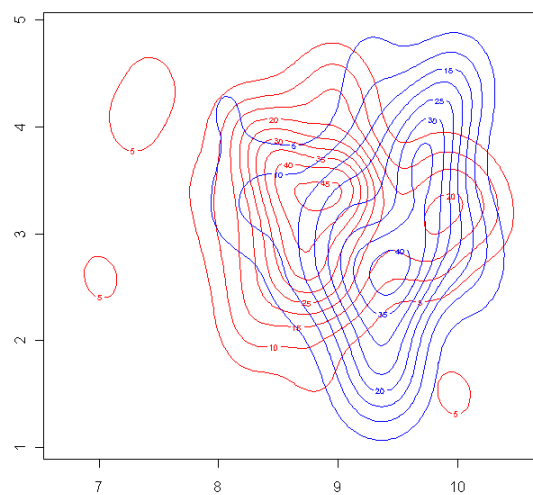


Gráfico. 44 Contornos de las densidades estimadas para el punto 9 (God).

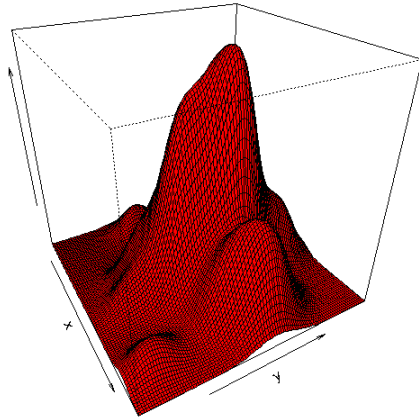


Gráfico. 45 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 9 (God).

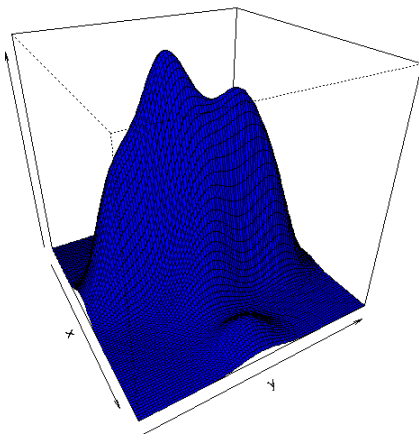


Gráfico. 46 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 9 (God).

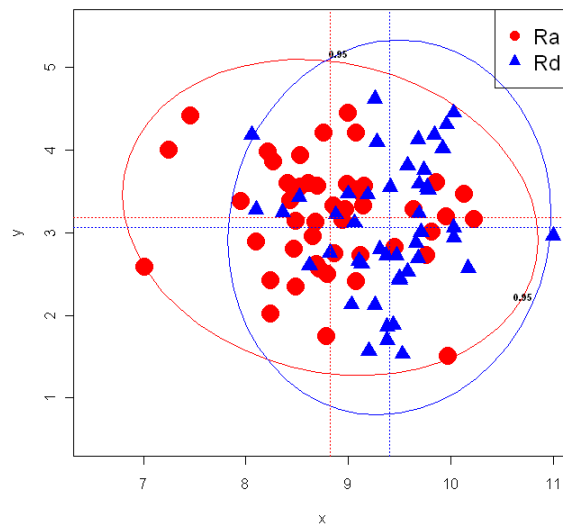


Gráfico. 47 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 9 (God).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 9 (God) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.10 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 10 Cod (Cóndilo derecho) analógico y digital.

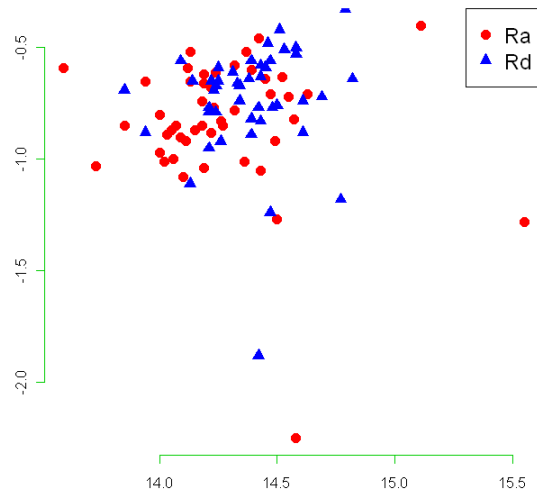


Gráfico. 48 Coordenadas de los puntos 10 (Cod).

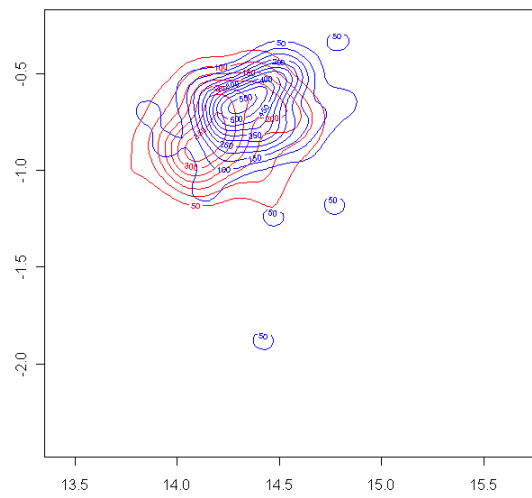


Gráfico. 49 Contornos de las densidades estimadas para el punto 10 (Cod).

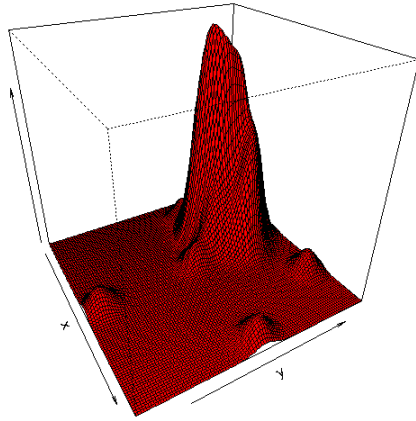


Gráfico. 50 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 10 (Cod).

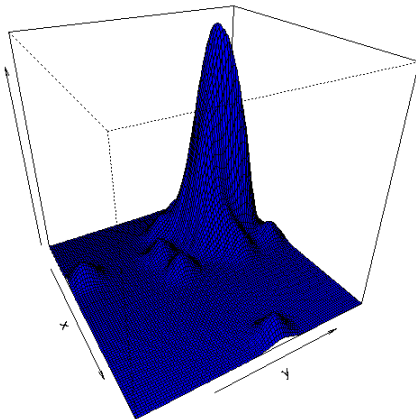


Gráfico. 51 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 10 (Cod).

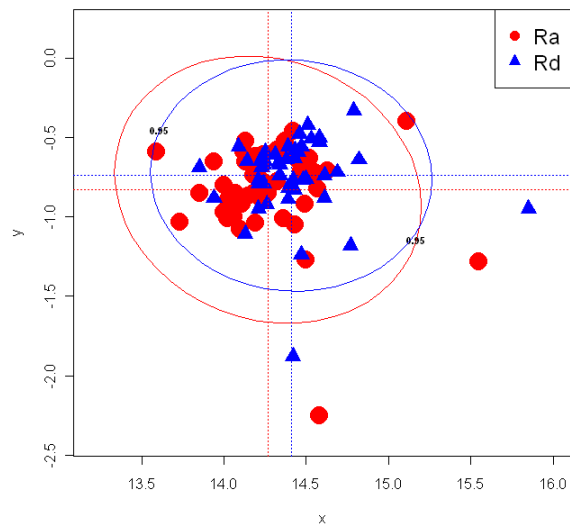


Gráfico. 52 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 10 (Cod)

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto 10 (Cod) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

7.2.11 Comparación de los valores obtenidos entre el punto 11

Pod (Porion derecho) analógico y digital.

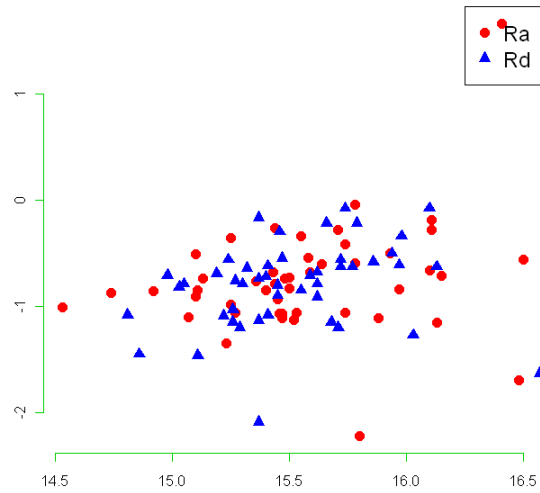


Gráfico. 53 Coordenadas de los puntos 11 (Pod) .

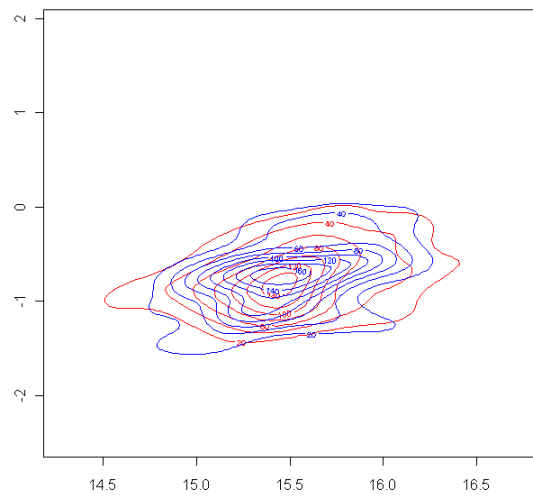


Gráfico. 54 Contornos de las densidades estimadas para el punto 11 (Pod).

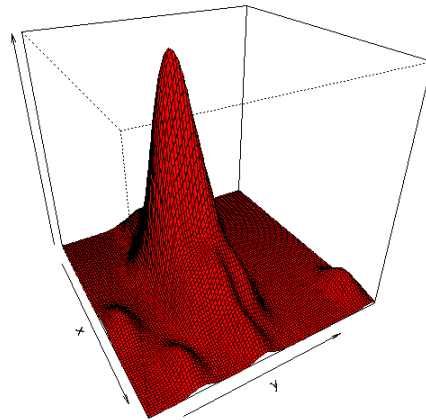


Gráfico. 55 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen analógica del punto 11 (Pod).

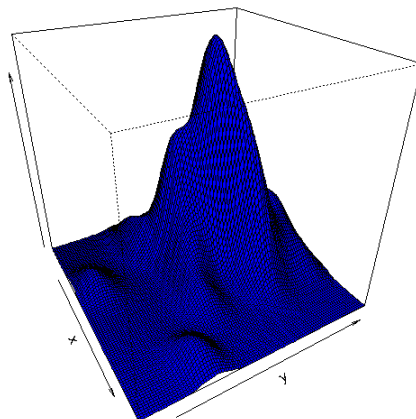


Gráfico. 56 Densidad estimada bidimensional para las coordenadas de la imagen digital del punto 11 (Pod).

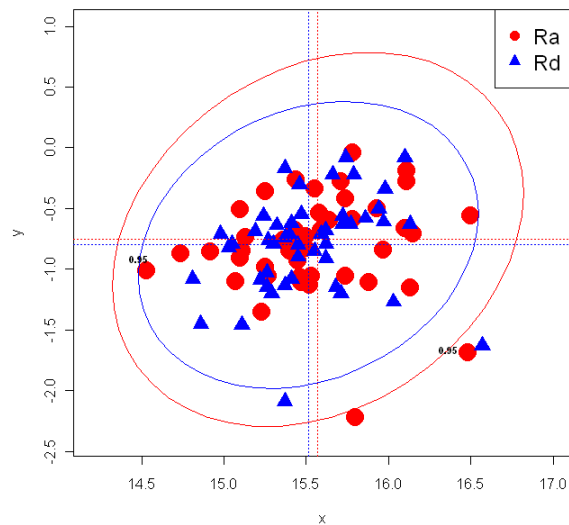


Gráfico. 57 Contornos del 95% de verosimilitud-confianza para las densidades normales estimadas para el punto 11 (Pod).

A pesar de encontrar puntos dispersos, para los análisis de densidad se puede definir que en alto porcentaje (95% de confiabilidad) en la ubicación del punto11 (Pod) en las radiografías analógicas y digitales son similares.

Los estimadores de máxima verosimilitud para los diferentes puntos e imágenes son los siguientes:

Tabla. 3 Estimadores de máxima verosimilitud por punto

Punto	Analogico					Digital				
	μ_x	μ_y	σ_{xx}	σ_{yy}	σ_{xy}	μ_x	μ_y	σ_{xx}	σ_{yy}	σ_{xy}
Poi	15.53	0.89	0.11	0.43	0.00	15.53	0.91	0.10	0.16	0.05
Coi	14.37	0.81	0.05	0.15	0.01	14.57	0.77	0.06	0.06	0.02
Goi	14.20	7.09	0.53	0.39	0.08	13.52	7.11	0.52	0.56	0.21
Ermi	9.19	3.30	0.21	0.42	0.02	9.49	3.13	0.24	0.57	0.03
Tfm	4.92	9.59	0.43	0.97	0.02	4.71	8.66	0.52	0.97	0.12
bi-Me	0.23	9.55	0.23	0.97	0.06	0.09	8.65	0.11	0.95	0.01
Tfmd	4.43	9.49	0.46	0.94	0.07	4.56	8.64	0.62	0.92	0.13
Ermd	8.82	3.19	0.48	0.43	0.07	9.40	3.06	0.29	0.61	0.03
God	14.23	7.23	0.70	0.44	0.02	13.38	7.23	0.52	0.49	0.13
Cod	14.27	0.83	0.10	0.08	0.01	14.41	0.74	0.09	0.06	0.00
Pod	15.57	0.75	0.18	0.28	0.06	15.51	0.80	0.13	0.16	0.03

7.3 Análisis de Asimetrías.

Para el análisis de asimetrías propuesto para este estudio, se realizó el trazado cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas en 50 pares de radiografías analógicas y digitales, donde se eligió valorar tres ítems, específicos de este análisis, ya mencionados anteriormente; encontrando en los resultados que solo 16 pares de radiografías obtuvieron el mismo diagnóstico para el mismo paciente, obteniendo un 32% de efectividad para la valoración de estos análisis elegidos.

7.3.1 Triángulo cráneo-mandibular.

Para la valoración de los resultados que arrojó el análisis de Tatis, se obtuvo que de 50 pares de radiografías evaluadas, solo 25 pares de radiografías concordaron con los resultados entre ambos métodos, obteniendo solo el 50% de similitud en su diagnóstico.

7.3.2 Triángulos rama-Cuerpo.

Para la valoración de los resultados que arrojó el análisis de Tatis, se obtuvo que de 50 pares de radiografías valoradas, el 100% de los resultados fue de simetría vertical y asimetría horizontal.

7.3.3 Rectángulo Erm.

Para la valoración de los resultados que arrojó el análisis de Tatis, se obtuvo que de 50 pares de radiografías valoradas, solo 31 pares de

radiografías obtuvieran el mismo resultado., obteniendo un 62% de efectividad para estos resultados.

8. DISCUSIÓN

Las radiografías panorámicas son una herramienta fundamental para el análisis y diagnóstico en el tratamiento ortodóntico. Estas son muy útiles en la detección de asimetrías; Existen varios análisis que permiten identificar asimetrías, como los propuestos Levadosky 1991 y Simoes 1980 ². Para este estudio se seleccionó el análisis de Tatis ⁶ como herramienta para la detección de asimetrías, ya que es un estudio actual y novedoso, en donde el autor es de origen colombiano y las muestras para la realización de sus estudios son similares a nuestra raza, por lo que se acercan más los resultados a esta población que los sugeridos por otros autores ⁶.

Desde la década de los 50, son utilizadas las radiografías analógicas de tipo panorámica para la Ortodoncia, pero es desde el año 1981 que Fuji ⁴¹ introduce una nueva técnica para la obtención de radiografías, las denominadas radiografías digitales que posteriormente fueron incluidas en el mercado por Trophy en 1987⁴; con esta nueva tecnología se obtienen imágenes computarizadas de alta resolución con una evidente disminución de la dosis de radiación obtenida con las técnicas analógicas. ^{33, 34}

Se hace la elección del estudio de asimetrías faciales, porque es conocido que el diagnóstico de estas afecciones afecta a gran población de pacientes ortodónticos como lo sugieren Proffit ²⁷, Castro² y que a veces para el diagnóstico de las mismas se utilizan procedimientos más complicados, como los trazados en radiografías Postero-anteriores, entonces con el uso de este análisis se pudiera llegar a conclusiones más rápidas y acertadas, aunque hay

que destacar que no se puede usar solo un análisis, para realizar el diagnóstico correcto.

El objetivo de este estudio fue comparar los resultados obtenidos en la ubicación de puntos para el análisis de asimetrías faciales del Dr Tatis de radiografías panorámicas con el método analógico y digital, e identificar cual muestra mayor margen de error, tratando de demostrar si realmente existen ventajas de las radiografías digitales sobre las analógicas, ya que aunque dichas radiografías muestran una mayor calidad, nitidez, contraste y presentan la ventaja de ser adquiridas digitalmente de forma directa, tienen la desventaja de ser equipos más costosos que los convencionales y muchas veces no están al alcance de todos los centros radiológicos. Al finalizar el estudio se determinó que sí existió un mayor margen de error al digitar los puntos analógicos, pero que al momento de comparar ambos métodos esto no fue estadísticamente significativo y en un alto porcentaje los puntos fueron ubicados en sobre la misma zona.

El análisis de Tatis permite mediante la ubicación de algunos puntos realizar un procedimiento con el cual se puede detectar si existen asimetrías faciales o no. Para el estudio se seleccionaron los puntos Porio derecho e izquierdo, Cóndilo derecho e izquierdo, Gonio derecho e izquierdo, Eminencia retromolar derecha e izquierda, Techo de foramen mentoniano derecho e izquierdo, punto Bi-Me, los cuales fueron comparados entre ambas radiografías y algunos se volvieron a ubicar para medir el margen de error de ambos métodos radiográficos.

Peker y col.²¹ en el 2009 realizaron un estudio donde se comparó la calidad para observar estructuras anatómicas y patológicas entre radiografías panorámicas convencionales y digitales, ambas con pantallas intensificadoras, utilizando el criterio de tres radiólogos independientes, concluyendo que no existió diferencia significativa para la evaluación de las imágenes. Para este estudio se utilizó una sola persona para ubicar los puntos, pero era estudiante del último semestre del postgrado de ortodoncia, quien ya presentaba todos los conocimientos requeridos para hacerlo, teniendo como resultados al igual que el estudio anterior que para la ubicación de los puntos se encontró un 95% de efectividad para ambas radiografías.

Por el contrario Gijbes y cols.²⁰ en el 2000 en su estudio hicieron la comparación de las radiografías de dos equipos radiológicos analógicos y uno digital de 108 pacientes, evaluando por medios aleatorios la calidad de las imágenes con la ayuda de 4 expertos en radiología oral, encontrando que hubo una diferencia significativa en la evaluación de la calidad siendo favorable para el método análogo sobre el digital, lo cual no se corrobora en este estudio.

Con el uso de las radiografías analógicas se somete al paciente a una dosis de radiación efectiva de 0,06 mSv según Williams y cols en el 2000⁴³, mientras que con las radiografías digitales se reduce casi en un 40 % de la dosis como se muestra en el estudio de Hassfel y cols.²⁹; estudio clínico comparativo entre un equipo radiológico digital de panorámicas con el sistema CCD (sistema digital directo) y un sistema convencional. Por lo que fue bastante justificado que para la realización de este estudio; no existió un alto porcentaje de radiación por cada participante al ser sometido a tomarse dos radiografías.

La dosis de radiación de los equipos digitales son bastantes bajas con respecto a las convencionales, pero ninguna de las dos supera las dosis de radiación recomendadas por organismos internacionales reguladores, por lo que no es tan desfavorable tener equipos convencionales que presentan un menor costo al compararlos con los equipos digitales, pero la gran ventaja de los equipos digitales se encuentra, en su rapidez para la toma, menor daño al medio ambiente; porque no es necesario el proceso de revelado, la facilidad de almacenaje de datos, exportación de datos y la facilidad para tener las imágenes listas y realizar cualquier análisis computarizado, ya que sabemos que en la actualidad esto es lo que se maneja.

Para el estudio reportado por Russett y cols⁴⁰ en el 2008 de la evaluación de asimetrías mandibulares en imágenes radiográficas panorámicas sean convencionales o digitales, evaluaron resúmenes de una base de datos, encontrando solo 11 reportes perfectos que cumplieron con todos los criterios, concluyendo que se recomienda precaución cuando se utilizan imágenes panorámicas digitales o convencionales para el diagnóstico de asimetrías mandibulares ya que al igual que concluye Svanaes y cols³⁹ 1989, sí existe más precisión en la toma de las medidas verticales que en las horizontales y angulares, pero de igual forma existe un grado de magnificación y estos valores reportados por los fabricantes de los equipos no se corresponden en toda la imagen radiográfica, cuando se hacen los cálculos de aumento para saber las medidas reales, por lo que ellos recomiendan en estudios futuros la utilización de equipos con tecnología 3D que superan las limitaciones de los equipos convencionales o digitales 2D.

Al realizar la valoración de los resultados diagnósticos que presentó el análisis cefalométrico de Tatis para cada par de radiografías, se obtuvo que solo el 32% de la muestra presentó los mismos diagnósticos, siendo estadísticamente significativo, ya que en teoría al ser el mismo paciente el resultado debía ser el mismo. Específicamente para el análisis de las desviaciones mandibulares se obtuvo un 50 % de efectividad en los resultados concordando con el estudio de Russett y cols⁴⁰ en el 2008 que concluye que se debe tener mucha precaución al hacer un diagnóstico de desviaciones mandibulares utilizando radiografías panorámicas digitales o analógicas. Para la valoración de la proporcionalidad entre cuerpo y ramas mandibulares se obtuvo que en el 100% de la muestra el resultado fue de simetría vertical y asimetría horizontal.

Para el diagnóstico de la inclinación del maxilar por medio del rectángulo Erm se encontró que hubo un 62% de efectividad en los resultados, no se encontró en la literatura estudios similares que valoren estos análisis.

Los análisis computarizados, sean para panorámicas u otra radiografías son una herramienta favorables que facilita el trabajo del personal de Ortodoncia. Para este estudio el análisis cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas fue útil, cómodo, fácil de trabajar, no es complicado el software, por lo que se recomienda como herramienta rápida de trabajo en el diagnóstico inicial de tratamientos de Ortodoncia.

9. CONCLUSIONES.

- La hipótesis no es aceptada al obtener que el porcentaje de confiabilidad para la ubicación de los puntos cefalométricos del trazado de Tatis para radiografías panorámicas, fue del 95% en ambos métodos.
- La coincidencia y exactitud de los puntos no fueron exactos para ambos métodos pero se encontraron en un mismo radio de densidad como lo demostraron los gráficos estimadores de densidad de cada punto.
- Si existió un mayor margen de error al hacer la ubicación de los puntos en las radiografías analógicas que en las radiografías digitales, esto se debe a que las radiografías digitales presentaron mejor nitidez, calidad y contraste pero no fue estadísticamente significativo.
- Se obtuvo un bajo porcentaje de coincidencia en la comparación de los resultados de ambas radiografías en el análisis de desviaciones mandibulares, con solo un 50%.
- Se obtuvo una coincidencia del 100% en los resultados de la comparación de la proporción entre cuerpo y rama mandibular.
- En la comparación de los resultados de ambas radiografías para el análisis de la inclinación del maxilar se obtuvo un 62% de coincidencia.
- Aunque se obtuvo casi el mismo nivel de confianza (95%) en la obtención de los puntos en las radiografías, los resultados en los análisis de asimetrías muestran bastantes diferencias con una coincidencia total de un 32%.

10. RECOMENDACIONES.

- Se hace evidente la necesidad de realizar más estudios acerca del programa cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas, ya que existen pocos acerca de la confiabilidad del sistema.
- Se sugiere incorporar el Programa cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas en el postgrado de Ortodoncia, y que el alumno tenga acceso al mismo, ya que es un método de diagnóstico rápido, útil, cómodo; y es imprescindible en la actualidad el uso de tecnologías informáticas, no desechando los sistemas manuales, pero solo como medio de aprendizaje.
- A pesar de haber realizado un margen de error, para la calibración en la ubicación de los puntos; se sugieren otros métodos como la ubicación de puntos por medio de diferentes expertos para el trazado.
- Se deberían hacer más estudios sobre el tema pudiendo utilizarse diferentes centros radiológicos para corroborar los resultados obtenidos.
- El estudio para asimetrías faciales se puede realizar con radiografías panorámicas sean digitales o analógicas, aunque este solo es una parte de todos los requerimientos necesarios para realizar un diagnóstico final, pero se recomienda indicar estudios -3D con sistemas como la Tomografía computacional Con Beam (CBCT), ya que para estas imágenes las medidas son exactas a la realidad, la proporción es 1/1, así como también se pueden realizar este tipo de estudio comparando

con imágenes 3D para cuantificar realmente las diferencias que puedan existir para estos diagnósticos.

11. BIBLIOGRAFÍA.

1. Brazzini A, Arias M, Méniz V. Desarrollo de la Radiología. Centenario del descubrimiento de los rayos X. Boletín de la sociedad peruana de medicina interna 1996; 9 (1).
2. Padrón M, Portillo G. Prevalencia de asimetrías faciales usando el análisis panorámico de Levandoski. RevOdontMex 2009; 13(2): 99-104.
3. Manzanque A, Imagen analógica y digital. Calidad de la Imagen. Ciclo formativo de grado superior de Imagen para el diagnóstico, Módulo formativo de procesado y tratamiento de la imagen radiológica. [En línea] [Fecha de acceso 29 de mayo del 2010]; URL disponible en:
<http://www.iestorreondelalcazar.org/Sanidad/Imagen/ptir/ptir.html>
4. Quirós O, Quirós J. Radiología digital Ventajas, desventajas, implicaciones éticas. Revisión de la literatura. Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría "Ortodoncia.ws edición electrónica [En línea] [Fecha de acceso 29 de mayo del 2010]; URL disponible en:
<http://www.ortodoncia.ws>
5. Silva MH, Fuentes FR. Morfometría del proceso condilar y rama de la mandíbula en individuos adultos de la ciudad de Temuco, Chile. Int. J. Morhol 2004; 22 (2): 169-172.
6. Tatis D. Análisis cefalométrico para las radiografías panorámica. Tame editores. Colombia 2007.
7. Tamayo M. El proceso de la investigación científica. Editorial Limusa. Mexico 2003.

8. Whaites E. Fundamentos de la radiología dental. Editorial ElsevierMasson. España 2008.
9. Cabrero F. Imagen radiológica principios físicos e instrumentación. Editorial ElsevierMasson. España 2007.
10. Chimenos E. Radiología en medicina Bucal. Editorial Elsevier Mason. España 2005.
11. White P. Radiología oral principios e interpretación. Ediciones Harcourt. España 2002.
12. Cabezián R. Pasquet G. Diagnóstico por la imagen en Odontostomatología. Editorial Masson. España 2004.
13. Barbieri P, Flores J, Escribano M, Discepoli N. Actualización en radiología dental. Radiología convencional Vs digital. Av en Odontostomatol 2006; 22 (2):131-139.
14. Wenzel A, Gotfredsen E. Digital radiography for the orthodontist. Am J OrthodDentofacialOrthop 2002; 121: 231- 5.
15. Willy R, Burkhardt M, Doll G, Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: A human skull study. Am J OrthodDentofacialOrthop 2002; 122:635- 42.
16. Alcaraz M, Parra C, Beneyto M, Velasco E, Canteras M. It is true that the radiation dose to which patients are exposed has decreased with modern radiographic films?. Dentomaxillofacial Radiology 2009; 38: 92–97.

17. Ogawa K, Langlais RP, Mc David WD, Noujeim M, Seki K, Okano T, Yamakawa T, Sue T. Development of a new dental panoramic radiographic system based on a tomosynthesis method. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2010; 39: 47–53.
18. Roberts M, Mol A. Clinical Techniques to Reduce Sensor Plate Damage in PSP Digital Radiography. *J Dent Child*. 2004; 71: 169-170.
19. Makris N, Tsiklakis K, Alexiou KE, Vierrou AM, Stefaniotis TH. The Subjective Image Quality of Conventional and Digital Panoramic Radiography Among 6 to 10 year old Children. *J Clin Pediatr Dent* 2006; 31(2):109-112.
20. Gijbels F, De Meyer A, BouSerhal C, Van den Bossche C, Declerck J, Persoons M, Jacobs R. The subjective image quality of direct digital and conventional panoramic radiography. *Clin Oral Invest* 2000; 4: 162–167.
21. Peker I, Alkurt T, Usalan G, Altunkaynak B. The comparison of subjective image quality in conventional and digital panoramic radiography. *Indian J Dent Res* 2009; 20(1).
22. Farman A, Levato C, Gane D, Scarfe W, In practice how going digital will affect the dental office. *JADA* 2008; 139 (6):14S-19S.
23. Arbor A. Radiation Doses of Common Dental Radiographic Examinations: A Review. *Acta Stomatol Croat*. 2008; 42 (3):207-217.
24. Bóscolo N, Oliveira A, Almeida S, Haiter C, Haiter F, Estudio clínico comparativo da qualidade de imagem de três sistemas radiográficos digitais, filme E-speed e filme digitalizado. *Pesqui Odontol Bras*. 2000; 15 (4): 327-333.

25. Mupparapu M. Radiation protection guidelines for the practicing orthodontist. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 128: 168-72.
26. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. *Ortodoncia: principio y técnicas actuales*. Editorial Elsevier. España 2005.
27. Proffit W, White R, Sarver D. *Contemporary treatment of dentofacial deformity*. Editorial Mosby. Estados Unidos 2003.
28. Molander B, Gröndahl H. Quality of film-based and digital panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2004; 33 : 32–36.
29. Dannewitz B, Hassfeld S, Eickholz P, Muhling J. Effect of dose reduction in digital dental panoramic radiography on image quality. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002;31: 50-55.
30. Kaeppler G, Axmann-Krcmar D, Reuter I, Meyle J, Gomez G. A clinical evaluation of some factors affecting image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2000; 29: 81 – 84.
31. Ramesh A, Tyndall D, Ludlow J. Evaluation of a new digital panoramic system: a comparison with film. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001; 30: 98 – 100.
32. Nagata Y. A comparison of diagnostic accuracy of a newly developed photofluorographic panoramic system with conventional panoramic radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001; 30: 137 ± 140.
33. Gijbels F, Jacobs R, Bogaerts R, Debaveye D, Verlinden S, Sanderink G. Dosimetry of digital panoramic imaging. Part I: patient exposure. *Dentomaxillofacial Radiology* 2005; 34: 145–149.

34. Farman T, Kelly M. The OP 100 Digipan: evaluation of the image layer, magnification factors, and dosimetry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997 Feb; 83(2):281-7
35. Sources and Effects of Ionizing Radiation. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation UNSCEAR 2000 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. Volume: Sources. New York, United Nations 2000.
36. Uribe G. Ortodoncia: teoría y clínica. Editorial corporación de investigaciones biológicas. 1ra Edición Colombia 2004.
37. J Morita MFG Corp. Veraview 2d Brochure. [En línea] [Fecha de acceso 19 de Enero del 2011]; URL disponible en http://www.morita.com/usa/root/img/pool/pdf/product_brochures/veraview_2d_brochure_0408_singles.pdf
38. Jodar S, Alcaraz M, Martínez Y, Pérez L, Velasco E, López M. Manejo de las radiaciones ionizantes en instalaciones dentales españolas: intraorales y panorámicos. *Av. Odontoestomatol* 2005; 21(1): 361-370.
39. Larheim T, Svanaes B. Reproducibility of rotational panoramic radiography: Mandibular linear dimensions and angles. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 45-51.
40. Van Elslande D, Russett S, Major P, Flores C. Mandibular asymmetry diagnosis with panoramic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 134: 183-92.
41. Yuffra V, Bonilla M, Document J, Ordoñez C, Roca I, Vilca E. Boletín tecnológico evaluación de tecnologías de salud. Edición sub gerencia de evaluación tecnológica. Boletín N° 29, Año 2008. [En línea] [Fecha de acceso 03 de Abril del 2011]; URL disponible en http://pdf-esmanual.com/books/3608/boletin26digitalizaci%C3%B3n_de_im%C3%A1genes_m%C3%A9dicas_en_radiolog%C3%ADa.html

42. Ramírez M, Luna V. Medidas Básicas de Protección Radiológica. Instituto Nacional de Cancerología, Cancerología 5, 2010; 25 - 30 México D.F.

43. Williams J, Montgomery A. Measurement of dose in panoramic dental radiology. The British Journal of Radiology, 2000; 73: 1002±1006.

44. Schulze R, Krummenauer F, Schalldach F, d'Hoedt B. Precision and accuracy of measurements in digital panoramic radiography, Dentomaxillofacial Radiology 2000; 29: 52 ± 56

45. Centeno G. Cirugía Bucal, Buenos Aires, Editorial El Ateneo, 1980.

46. Rodríguez M. Cirugía Bucal. Patología y Técnica. Masson. Barcelona, 2003. ISBN: 978-84-458-0702-6

12. ANEXOS.



UNIVERSIDAD
SAN FRANCISCO
DE QUITO

Corporación de Promoción Universitaria

Quito, 15 de febrero 2011

Sr. Dra.
Krisnaya Muñoz
Estudiante de Post Grado de Ortodoncia
Presente.-
De mis consideraciones:-

Muy Estimada Doctora:

Por la presente el Comité de Bioética - USFQ le notifica la recepción a satisfacción del protocolo "Evaluación de la precisión de puntos para evaluar simetrías faciales entre radiografías panorámicas digitales y radiografías panorámicas analógicas digitalizadas. y de los documentos solicitados.

Por tal razón, el Comité de Bioética - USFQ procede a dar la aprobación para la realización de dicho proyecto ya que el mismo no implica riesgos para los participantes.

El Comité estará dispuesto a lo largo de la implementación del estudio a responder tanto a los pacientes como a los investigadores en cualquier inquietud que pudiera surgir.

Aprovechamos esta oportunidad para enviar nuestro cordial saludo.

Atentamente,

Mauricio Espinel MD, MsC, Ph.D.
Presidente del Comité de Bioética - USFQ
Universidad San Francisco de Quito



Campus Cumbayá:
Diego de Robles S/N y Pampite,
Urb. Jardines del Este, Circuito de Cumbayá
P.O.Box: 17-12-841, Quito - Ecuador
Teléfono: (593-2) 297-1700, 297-1705
Fax: (593-2) 289-0070

Anexo 2: Modelo de la carta de consentimiento informado para la toma de radiografías.

Quito, ----- 2011

Carta de consentimiento Informado.

Yo _____ he sido informado del estudio **“Evaluación de la precisión de puntos para evaluar simetrías faciales entre radiografías panorámicas digitales y radiografías panorámicas analógicas digitalizadas.”** que será realizado por la **Dra. Krisnaya Muñoz Altuna**, y comprendo que las radiografías que me serán tomadas no afectarán mi salud y serán utilizadas para la facultad de ortodoncia.

FIRMA

Anexo 3: Modelo de carta explicativa del estudio que se va a realizar.

Quito, ----- 2011

Sres.- Paciente.

Por medio de la presente le comunico a usted, que para cumplir con el requerimiento del programa de estudio del postgrado de Ortodoncia en la escuela de Odontología de la Universidad San Francisco de Quito y poder obtener el título de Ortodoncista, me encuentro realizando un estudio de investigación (Tesis) denominado: **Evaluación de la precisión de puntos para evaluar simetrías faciales entre radiografías panorámicas digitales y radiografías panorámicas analógicas digitalizadas**. Para el cual estoy solicitando su colaboración con el proyecto, que consta de lo siguiente: la toma de una radiografía de tipo panorámica en el centro radiológico de la escuela de odontología, la cual no tendrá ningún costo y será realizada con las medidas de seguridad de radiación oficiales y la toma de una radiografía panorámica en el Centro Odontológico Cabezas situado en la ciudad de Quito, la cual también será realizada con las medidas de seguridad radiológica establecida y con un equipo de alta tecnología que disminuye el tiempo de exposición de radiación en $\frac{1}{4}$ de veces más que el equipo de la Universidad; con un costo mínimo representativo y por debajo de los precios estándar del mercado; así mismo se le comunica que ambas radiografías le serán entregadas en un CD de manera que pueden ser utilizadas en su tratamiento de odontología.

Sin más nada que agregar y esperando de usted su gran colaboración. Se despide.

Atentamente.

Dra Krisnaya Muñoz

Anexo 4: Tabla de recolección de datos.

Tabla 4 tabla de recolección general de datos de las mediciones de los 11 puntos seleccionados del análisis cefalométrico de Tatis para radiografías panorámicas, de las 50 radiografías analógicas y las 50 radiografías digitales.

Xa y Ya son las coordenadas X y Y de la radiografía analógica y la Xd y

Yd las coordenadas de la radiografía digital

Paciente	Punto	Xa	Ya	Xd	Yd	
1	Poi	-15.95	-0.72	-15.78	-0.89	
	Coi	-14.5	-0.71	-14.61	-0.71	
	Goi	-14.75	7.3	-14.14	7.56	
	Ermi	-8.92	4.26	-8.95	3.93	
	Tfm	-5.53	10.66	-4.62	10.07	
	bi-Me	-0.65	10.53	-0.43	10.09	
	Tfmd	4.19	10.4	3.7	10.04	
	Ermd	8.27	3.86	9.58	3.81	
	God	14.11	7.72	13.46	7.67	
	Cod	14.19	-0.66	14.53	-0.51	
	Pod	15.64	-0.6	15.62	-0.68	
	2	Poi	-15.38	-1.14	-15.18	-0.58
		Coi	-14.41	-0.95	-14.18	-0.88
Goi		-13.31	8.15	-13.29	7.31	
Ermi		-9.96	3.29	-9.5	2.7	
Tfm		-4.73	8.43	-4.85	8.05	
bi-Me		-0.07	8.8	-0.4	8.43	
Tfmd		4.56	9.13	4.09	8.84	
Ermd	10.13	3.47	9.71	3.01		

	God	12.61	8.93	13.27	7.95
	Cod	14.37	-0.52	14.14	-0.65
	Pod	15.36	-0.76	15.47	-0.55
3	Poi	-15.16	-1.72	-15.07	-1.41
	Coi	-14.35	-0.76	-14.48	-0.76
	Goi	-13.95	6.9	-13.41	6.1
	Ermi	-9.87	3.74	-9.13	2.85
	Tfm	-4.27	9.64	-4.56	8.14
	bi-Me	0.65	9.79	0.03	8.04
	Tfmd	6	9.54	4.59	7.93
	Ermd	10.23	3.16	8.62	2.6
	God	13.95	6.92	13.53	6.43
	Cod	14.18	-0.74	14.22	-0.65
	Pod	15.25	-0.98	15.27	-0.76
4	Poi	-15.35	-1.36	-15.42	-1.16
	Coi	-14.18	-0.84	-14.14	-0.88
	Goi	-13.28	7.39	-13.5	6.9
	Ermi	-9.44	3.61	-8.82	3.5
	Tfm	-4.35	8.81	-4.63	8.81
	bi-Me	0.16	8.7	-0.26	8.81
	Tfmd	4.71	8.61	4.19	8.86
	Ermd	9.64	3.28	8.52	3.43
	God	13.47	7.3	14.12	6.8
	Cod	14.22	-0.88	13.94	-0.88
	Pod	15.1	-0.91	14.98	-0.71
5	Poi	-15.59	1.44	-15.38	-1.31

	Coi	-14.51	-0.98	-14.73	-0.98
	Goi	-12.34	6.88	-13.09	6.72
	Ermi	-9	3.17	-8.75	3.19
	Tfm	-3.72	8.38	-4.25	8.89
	bi-Me	0.07	8.3	-0.3	8.89
	Tfmd	3.98	8.22	3.64	8.99
	Ermd	8.95	3.15	8.36	3.25
	God	12.2	7.14	13.09	7.28
	Cod	14.43	-1.05	14.24	-0.79
	Pod	15.52	-1.13	15.26	-1.03
6	Poi	-15.94	-0.88	-15.86	-0.86
	Coi	-14.5	-0.81	-14.47	-0.61
	Goi	-13.08	7.5	-13.28	7.59
	Ermi	-9.08	2.95	-8.63	3.78
	Tfm	-5.07	10.08	-4.77	10.2
	bi-Me	0.16	9.62	0.25	9.92
	Tfmd	5.39	9.17	5.29	9.55
	Ermd	8.72	2.56	8.1	3.28
	God	13.47	6.29	13.67	6.47
	Cod	14.27	-0.85	14.33	-0.66
	Pod	15.59	-0.68	15.59	-0.71
7	Poi	-15	-0.72	-15.47	-1.16
	Coi	-13.54	-0.59	-14.21	-0.89
	Goi	-13.98	6.77	-13.06	8.06
	Ermi	-9.55	3.02	-9.65	3.5
	Tfm	-5.4	8.59	-5.41	9.04

	bi-Me	-0.51	8.6	-0.51	9.01
	Tfmd	4.39	8.74	4.49	9.03
	Ermd	9.04	3.53	9.19	3.46
	God	13.6	7.45	13.09	8.11
	Cod	14.03	-0.89	14.23	-0.69
	Pod	15.47	-1.11	15.26	-1.15
8	Poi	-15.56	-0.98	-15.39	-0.69
	Coi	-14.34	-1.01	-14.49	-0.7
	Goi	-14.53	7.35	-13.06	7.28
	Ermi	-8.9	1.75	-9.4	1.67
	Tfm	-3.4	9.78	-4.68	7.35
	bi-Me	0.56	9.26	-0.47	7.43
	Tfmd	4.46	8.81	3.76	7.52
	Ermd	8.79	1.75	9.2	1.57
	God	14.14	7.08	12.72	7.26
	Cod	14.11	-0.92	14.38	-0.64
	Pod	15.45	-0.93	15.3	-0.79
9	Poi	-16.17	-0.86	-16.12	-0.64
	Coi	-14.53	-0.62	-14.65	-0.62
	Goi	-15.52	6.6	-14.07	6.94
	Ermi	-9.29	3.91	-9.4	3.37
	Tfm	-5.05	11.26	-2.23	9.58
	bi-Me	-1.12	11.58	0.23	9.6
	Tfmd	2.75	11.91	2.64	9.61
	Ermd	7.25	4	9.06	3.12
	God	15.21	7.78	13.32	7.25

	Cod	14.07	-0.85	14.42	-0.77
	Pod	16.1	-0.66	15.94	-0.5
10	Poi	-15.3	-1.23	-15.66	-1.46
	Coi	-14.11	-0.95	-14.58	-0.68
	Goi	-14.25	6.55	-13.57	6.8
	Ermi	-8.93	2.18	-9.6	2.38
	Tfm	-3.99	9.29	-5.27	7.98
	bi-Me	0.43	9.32	0.03	8.48
	Tfmd	4.9	9.34	5.38	8.65
	Ermd	9.46	2.82	10.17	2.57
	God	13.92	7.17	13.38	7.36
	Cod	14.32	-0.78	14.47	-0.56
	Pod	15.55	-0.34	15.68	-1.15
11	Poi	-15.75	-0.81	-15.7	-0.75
	Coi	-14.41	-0.9	-14.47	-0.75
	Goi	-13.31	7.82	-12.41	6.82
	Ermi	-8.67	3.98	-9.37	3.21
	Tfm	-4.88	10.56	-4.08	8.07
	bi-Me	-0.47	10.48	-0.05	7.92
	Tfmd	3.93	10.54	3.94	7.8
	Ermd	8.22	3.98	8.82	2.76
	God	12.97	7.83	12.52	6.84
	Cod	14.09	-0.9	14.39	-0.89
	Pod	15.46	-1.07	15.29	-1.2
12	Poi	-15.83	-1.1	-15.88	-0.85
	Coi	-14.34	-0.7	-14.34	-0.54

	Goi	-14.55	6.69	-14.8	7.13
	Ermi	-9.68	3.36	-8.59	3.64
	Tfm	-5.64	8.72	-5.05	9.75
	bi-Me	-0.47	9.06	-0.21	9.78
	Tfmd	4.88	9.21	4.61	9.85
	Ermd	9.86	3.61	8.06	4.18
	God	14.42	7.06	14.81	7.34
	Cod	14.42	-0.46	14.24	-0.67
	Pod	15.71	-0.28	16.13	-0.63
13	Poi	-15.11	-0.58	-14.95	-1.14
	Coi	-13.81	-0.71	-14.76	-0.66
	Goi	-14.71	7.75	-13.7	7.75
	Ermi	-8.76	3.81	-10	3.86
	Tfm	-4.66	10.11	-4.97	9
	bi-Me	-0.17	10.11	-0.38	9.02
	Tfmd	4.26	10.08	5.69	8.84
	Ermd	9.08	4.21	9.92	4.02
	God	14.9	7.81	13.52	7.94
	Cod	14.1	-1.08	14.39	-0.56
	Pod	15.13	-0.74	15.24	-0.56
14	Poi	-15.58	-1.16	-15.93	-0.45
	Coi	-14.37	-0.87	-14.39	-0.74
	Goi	-14.18	7.38	-15.35	8.78
	Ermi	-9.31	3.68	-10.13	5.03
	Tfm	-5.24	9.02	-6.46	11.14
	bi-Me	-0.56	9.23	-0.19	11.11

	Tfmd	4.18	9.5	6.09	11.14
	Ermd	9.15	3.33	10.03	4.45
	God	14.53	7.54	15.19	8.68
	Cod	14.18	-0.85	14.21	-0.77
	Pod	15.88	-1.11	15.72	-0.56
15	Poi	-15.23	-0.52	-15.63	-0.52
	Coi	-14.48	-0.54	-14.6	-0.81
	Goi	-14.82	7.29	-14.1	8.02
	Ermi	-9.96	3.28	-10.39	3.64
	Tfm	-5.2	9.07	-4.98	8.62
	bi-Me	-0.68	8.88	-0.63	8.5
	Tfmd	3.82	8.69	3.75	8.33
	Ermd	9.16	3.57	9.69	3.59
	God	14.71	7.51	13.97	8.04
	Cod	14.13	-0.52	14.45	-0.59
	Pod	15.58	-0.54	15.55	-0.85
16	Poi	-15	-0.58	-15.69	-0.95
	Coi	-14.68	-0.73	-14.44	-0.75
	Goi	-14.39	6.97	-13.22	8.03
	Ermi	-9.56	3.84	-9.39	4.06
	Tfm	-4.92	8.75	-4.63	9.11
	bi-Me	-0.14	8.44	0.22	8.96
	Tfmd	4.69	8.17	5.08	8.82
	Ermd	9.12	2.73	9.84	4.18
	God	14.33	5.98	13.69	7.55
	Cod	14.26	-0.83	14.26	-0.92

	Pod	15.1	-0.51	15.22	-1.09
17	Poi	-15.77	-0.54	-15.5	-0.57
	Coi	-14.52	-0.76	-14.62	-0.64
	Goi	-14.47	7.14	-13.29	7.34
	Ermi	-9.25	4.38	-9.42	3.95
	Tfm	-3.84	11.52	-3.96	9.86
	bi-Me	0.05	11.37	-0.02	9.88
	Tfmd	3.97	11.21	3.78	9.91
	Ermd	9	4.45	9.26	4.62
	God	14.38	7.43	13.32	7.29
	Cod	14.12	-0.59	14.25	-0.59
	Pod	15.78	-0.04	15.46	-0.3
18	Poi	-15.38	-1.31	-15.38	-0.57
	Coi	-14.49	-0.93	-14.63	-0.93
	Goi	-13.86	6.12	-12.61	5.59
	Ermi	-9.44	2.22	-9.42	1.72
	Tfm	-4.73	7.99	-3.74	6.41
	bi-Me	-1	7.99	-0.43	6.41
	Tfmd	2.7	8.02	2.89	6.48
	Ermd	8.49	2.34	9.38	1.86
	God	13.97	5.93	12.17	5.93
	Cod	14.15	-0.87	14.43	-0.63
	Pod	15.4	-0.85	15.37	-0.17
19	Poi	-15.43	-1.46	-15	-1.16
	Coi	-14.29	-0.61	-14.55	-0.53
	Goi	-14.29	7.99	-12.81	6.46

	Ermi	-8.63	4.68	-9.13	2.96
	Tfm	-5.03	11.46	-4.71	7.78
	bi-Me	-0.42	11.38	-0.16	7.57
	Tfmd	4.18	11.17	4.47	7.43
	Ermd	7.46	4.42	9.13	2.62
	God	14.26	7.88	12.67	6.38
	Cod	14.05	-0.87	14.31	-0.61
	Pod	15.74	-1.06	15.05	-0.79
20	Poi	-15.66	-1.08	-15.64	-0.056
	Coi	-14.13	-0.95	-14.5	-0.69
	Goi	-14.63	6.69	-14.66	6.67
	Ermi	-9.23	3.68	-10.45	3.81
	Tfm	-4.89	10.19	-4.95	9.34
	bi-Me	-0.05	10.19	0.24	9.31
	Tfmd	4.76	10.19	5.42	9.37
	Ermd	8.44	3.39	10.03	3.06
	God	15.27	7.09	14.21	7.22
	Cod	14.02	-1.01	14.21	-0.77
	Pod	15.53	-1.06	15.45	-0.9
21	Poi	-15.48	-1.19	-15.45	-0.74
	Coi	-14.42	-0.69	-14.63	-0.66
	Goi	-15.05	6.27	-14.66	6.91
	Ermi	-9.21	3.33	-10.66	3.25
	Tfm	-5.56	9.08	-5.82	8.86
	bi-Me	-0.53	9.21	0	8.86
	Tfmd	4.47	9.31	5.85	8.89

	Ermd	8.41	3.6	9.74	3.76
	God	14.92	6.77	14.39	7.04
	Cod	14.47	-0.71	14.61	-0.74
	Pod	14.74	-0.87	15.19	-0.69
22	Poi	-15.91	-0.51	-15.68	-0.45
	Coi	-14.28	-0.86	-14.55	-0.86
	Goi	-14.49	6.76	-13.53	6.44
	Ermi	-8.26	3.68	-9.34	2.75
	Tfm	-5.47	9.49	-5.62	7.54
	bi-Me	-0.06	9.43	-0.23	7.54
	Tfmd	5.23	9.4	5.09	7.54
	Ermd	8.99	3.59	9.37	2.72
	God	15.59	6.99	13.96	6.67
	Cod	14.22	-0.68	14.34	-0.74
	Pod	16.11	-0.28	15.79	-0.22
23	Poi	-15.48	-0.77	-15.77	-0.87
	Coi	-14.39	-0.74	-14.61	-0.82
	Goi	-15.43	7.06	-14.05	6.72
	Ermi	-9.5	4.29	-9.76	2.96
	Tfm	-4.23	10.64	-4.71	8.41
	bi-Me	-0.11	10.46	-0.21	8.47
	Tfmd	4.15	10.61	4.26	8.57
	Ermd	8.7	3.57	9.66	2.88
	God	15.48	7.09	13.92	6.83
	Cod	14.63	-0.71	14.21	-0.79
	Pod	14.53	-1.01	15.32	-0.64

24	Poi	-15.77	-1.01	-15.8	-0.71
	Coi	-14.42	-0.69	-15.58	-0.37
	Goi	-15.37	7.28	-15.43	7.81
	Ermi	-9.02	3.02	-9.82	3.86
	Tfm	-4.87	9.47	-5.5	9.6
	bi-Me	-0.44	9.5	-0.17	9.66
	Tfmd	3.98	9.55	5.17	9.76
	Ermd	9.14	3.47	9.96	4.31
	God	14.94	7.38	14.46	8.15
	Cod	14.57	-0.82	14.46	-0.48
	Pod	16.15	-0.71	15.97	-0.61
25	Poi	-14.98	-0.77	-15.21	-0.32
	Coi	-14.29	0.9	-14.47	-0.85
	Goi	-13.89	6.3	-13.47	6.8
	Ermi	-8.89	3.07	-9.37	2.7
	Tfm	-4.87	8.89	-3.89	8.92
	bi-Me	-0.24	8.94	0.42	8.65
	Tfmd	4.31	9.08	4.76	8.36
	Ermd	8.97	3.28	10.03	2.94
	God	13.47	7.3	12.91	7.33
	Cod	14.23	-0.77	14.39	-0.56
	Pod	15.48	-0.74	15.37	-0.74
26	Poi	-15.88	-1.06	-15.18	-0.66
	Coi	-14.92	-0.79	-14.55	-0.61
	Goi	-14.92	8.86	-13.73	8.63
	Ermi	-8.68	4.39	-9.15	4.31

	Tfm	-4.95	10.27	-4.58	9.47
	bi-Me	-0.08	10.21	0.11	9.45
	Tfmd	4.47	10.13	4.76	9.37
	Ermd	8.76	4.21	9.68	4.13
	God	15.5	8.65	14.02	8.55
	Cod	15.11	-0.4	14.82	-0.64
	Pod	16.11	-0.19	15.98	-0.34
27	Poi	-15.39	-1.01	-15.32	-0.92
	Coi	-14.06	-0.45	-14.43	-1.07
	Goi	-13.25	6.63	-12.39	6.63
	Ermi	-9.02	2.77	-9.34	2.25
	Tfm	-4.81	8.65	-4.36	7.34
	bi-Me	-0.57	8.57	-0.11	7.39
	Tfmd	3.78	8.57	4.1	7.42
	Ermd	8.49	3.14	9.03	2.13
	God	12.55	7.37	11.74	7.02
	Cod	14	-0.8	14.39	-0.82
	Pod	15.11	-0.85	15.03	-0.82
28	Poi	-14.95	-1.12	-15.1	-1.71
	Coi	-14.69	-0.71	-15.48	-0.53
	Goi	-14.51	7.35	-14.24	8.21
	Ermi	-9.25	2.51	-9.04	4.49
	Tfm	-5.37	7.82	-5.91	9.16
	bi-Me	-0.62	7.91	-0.18	9.16
	Tfmd	4.16	7.91	5.58	9.1
	Ermd	8.24	2.42	9.28	4.1

	God	14.39	7.12	14.42	7.8
	Cod	13.59	-0.59	14.09	-0.56
	Pod	14.92	-0.86	14.86	-1.45
29	Poi	-15.07	-1.38	-15.17	-1.59
	Coi	-14.56	-0.94	-14.56	-0.86
	Goi	-13.9	7.07	-13.63	6.94
	Ermi	-8.55	2.97	-8.92	2.82
	Tfm	-4.84	9.8	-4.7	9.55
	bi-Me	-0.35	9.68	0.13	9.49
	Tfmd	4.14	9.58	4.87	9.29
	Ermd	8.24	2.02	9.58	2.53
	God	13.97	6.87	13.41	7.09
	Cod	14.19	-0.62	14.34	-0.67
	Pod	15.44	-0.79	15.41	-0.62
30	Poi	-15.16	1.61	-15.58	-1.16
	Coi	-14.39	-0.93	-14.61	-0.66
	Goi	-15.43	8.57	-13.89	8.44
	Ermi	-9.39	3.33	-9.95	3.28
	Tfm	-6.11	10.82	-5.13	9.18
	bi-Me	-0.98	10.8	0.26	9.02
	Tfmd	4.18	10.66	4.63	8.89
	Ermd	7.01	2.59	9.13	2.62
	God	14.18	8.63	12.89	8.15
	Cod	13.73	-1.03	14.21	-0.95
	Pod	15.27	-1.06	15.11	-1.46
31	Poi	-15.5	-0.64	-15.77	-1.03

	Coi	-14.76	-0.56	-14.58	-0.74
	Goi	-13.89	6.64	-13.15	7.36
	Ermi	-9.15	3.47	-8.65	3.41
	Tfm	-4.5	9.55	-3.49	9.55
	bi-Me	-0.21	9.45	-0.08	9.47
	Tfmd	4.13	9.39	3.33	9.31
	Ermd	8.86	3.33	9	3.47
	God	13.68	6.69	12.65	7.57
	Cod	14.45	-0.64	14.58	-0.5
	Pod	15.74	-0.42	15.74	-0.08
32	Poi	-15.73	-0.7	-15.43	-0.63
	Coi	-14.59	-0.67	-14.79	-0.63
	Goi	-14.93	6.73	-13.1	5.86
	Ermi	-9.38	2.82	-9.61	1.82
	Tfm	-5.93	10.48	-4.65	7.35
	bi-Me	-0.56	10.34	-0.19	7.3
	Tfmd	4.7	10.23	4.31	7.23
	Ermd	8.1	2.89	9.38	1.7
	God	14.73	7.16	13.16	6.34
	Cod	14.39	-0.6	15.85	-0.95
	Pod	15.44	-0.26	15.62	-0.79
33	Poi	-15.53	-1	-15.58	-0.88
	Coi	-14.21	-0.95	-14.41	-0.8
	Goi	-13.32	7.08	-13.04	7.54
	Ermi	-9.12	3.96	-9.67	3.35
	Tfm	-4.3	9.36	-4.1	9.11

	bi-Me	-0.22	9.59	0.21	9.13
	Tfmd	3.93	9.79	4.45	9.11
	Ermd	8.53	3.94	9.69	3.23
	God	13.52	7.51	12.99	7.56
	Cod	14.13	-0.65	14.13	-1.11
	Pod	15.5	-0.83	15.37	-1.13
34	Poi	-15.23	-1.65	-15.77	-1.18
	Coi	-14.3	-0.9	-14.48	-0.79
	Goi	-13.8	6.74	-13.52	7.13
	Ermi	-9.38	3.82	-10.05	3.69
	Tfm	-4.95	9.98	-4.46	9.69
	bi-Me	-0.57	9.75	-0.11	9.31
	Tfmd	3.73	9.51	4.35	9
	Ermd	7.95	3.38	8.88	3.22
	God	13.54	6.61	12.79	6.59
	Cod	13.85	-0.85	13.85	-0.69
	Pod	15.07	-1.1	14.81	-1.08
35	Poi	-16.31	-0.81	-15.8	-0.55
	Coi	-14.44	-0.5	-14.72	-0.47
	Goi	-14.01	6.66	-12.59	6.26
	Ermi	-8.33	2.82	-8.99	2.2
	Tfm	-5.07	10.06	-4.25	7.62
	bi-Me	0.07	10.09	0.13	7.68
	Tfmd	5.18	10.15	4.58	7.85
	Ermd	8.47	2.8	9.5	2.43
	God	14.69	7	12.51	7.14

	Cod	14.32	-0.58	14.58	-0.53
	Pod	15.97	-0.84	15.86	-0.58
36	Poi	-15.22	-1.17	-15.3	-1.24
	Coi	-14.12	-0.87	-14.52	-1.19
	Goi	-14.17	6.29	-13.62	6.52
	Ermi	-9.12	2.79	-9.74	2.54
	Tfm	-5.06	8.87	-4.74	7.32
	bi-Me	-0.36	8.09	-0.1	7.22
	Tfmd	4.32	8.08	4.52	7.18
	Ermd	8.8	2.5	9.5	2.45
	God	14.31	6.4	13.31	6.88
	Cod	14.06	-1	14.43	-0.83
	Pod	15.23	-1.35	15.41	-1.08
37	Poi	-15.62	-1.31	-15.57	-0.7
	Coi	-14.26	-1.16	-14.38	-0.82
	Goi	-13.68	6.99	-13.04	7.86
	Ermi	-9.36	2.48	-9.92	3.08
	Tfm	-5.07	8.66	-4.51	8.71
	bi-Me	-0.75	8.83	-0.43	8.88
	Tfmd	3.59	8.59	5.59	9.1
	Ermd	8.66	2.96	9.78	3.52
	God	13.44	7.42	13.05	7.86
	Cod	14	-0.97	14.48	-0.77
	Pod	15.43	-0.68	15.45	-0.8
38	Poi	-15.36	-1.66	-15.78	-0.69
	Coi	-14.42	-0.63	-14.73	-0.52

	Goi	-13.84	5.92	-13.1	5.7
	Ermi	-9.09	2.38	-9.31	1.94
	Tfm	-3.59	9.12	-4.36	6.91
	bi-Me	0.56	8.85	-0.3	6.91
	Tfmd	4.76	8.6	3.88	7.08
	Ermd	9.08	2.41	9.44	1.88
	God	13.83	6.64	12.87	6.25
	Cod	14.55	-0.72	14.61	-0.88
	Pod	15.93	-0.5	15.77	-0.63
39	Poi	-15.84	-1.12	-15.87	-0.88
	Coi	-14.29	-0.91	-14.72	-0.64
	Goi	-15.09	8.19	-12.8	7.34
	Ermi	-9.71	3.87	-9.92	2.85
	Tfm	-5.81	11.36	-4.43	8.35
	bi-Me	-0.85	11.36	-0.11	8.43
	Tfmd	4.16	11.28	4.24	8.48
	Ermd	8.61	3.6	9.47	2.72
	God	15.47	8.16	12.99	7.28
	Cod	14.19	-1.04	14.69	-0.72
	Pod	15.47	-1.07	15.71	-1.2
40	Poi	-15.53	-0.4	-15.67	-0.59
	Coi	-14.23	-0.62	-14.38	-0.79
	Goi	-13.09	6.85	-12.84	6.43
	Ermi	-8.18	3.18	-9.17	2.14
	Tfm	-4.65	9.65	-4.88	8.26
	bi-Me	0.51	9.53	-0.23	8.39

	Tfmd	5.68	9.43	4.34	8.61
	Ermd	8.68	3.13	9.1	2.66
	God	14.04	6.5	12.98	6.4
	Cod	14.49	-0.92	14.51	-0.42
	Pod	15.78	-0.59	15.66	-0.22
41	Poi	-15.82	-0.35	-15.87	-1.02
	Coi	-14.46	-0.66	-14.67	-0.84
	Goi	-14.15	6.99	-13.05	6.48
	Ermi	-9.46	3.77	-10.08	2.8
	Tfm	-5.93	9.55	-5.31	7.79
	bi-Me	-0.77	9.43	-0.21	7.68
	Tfmd	4.48	9.37	4.91	7.56
	Ermd	8.53	3.56	9.68	2.69
	God	14.29	7.22	13.04	6.76
	Cod	14.24	-0.61	14.5	-0.76
	Pod	15.5	-0.73	15.62	-0.91
42	Poi	-15.3	-0.63	-15.45	-1.06
	Coi	-14.31	-0.99	-14.62	-0.77
	Goi	-13.02	7.53	-12.97	8.18
	Ermi	-8.94	2.75	-10.04	3.4
	Tfm	-5.18	9.3	-5.16	9.52
	bi-Me	-0.6	9.32	-0.57	9.57
	Tfmd	3.97	9.42	4.06	9.71
	Ermd	8.87	2.75	9.77	3.55
	God	13.41	8.08	12.83	8.62
	Cod	13.94	-0.65	14.43	-0.58

	Pod	15.25	-0.36	15.4	-0.72
43	Poi	-16.01	-0.83	-15.66	-0.26
	Coi	-14.33	-0.83	-14.68	-0.51
	Goi	-14.26	7.57	-12.46	6.64
	Ermi	-9.08	3.22	-9.4	2.52
	Tfm	-4.05	11.74	-3.72	8.29
	bi-Me	0.68	11.27	0.66	8.07
	Tfmd	5.49	10.77	4.94	7.89
	Ermd	8.69	2.62	9.26	2.12
	God	14.97	7.17	12.77	6.34
	Cod	14.52	-0.63	14.79	-0.33
	Pod	16.5	-0.56	16.1	-0.08
44	Poi	-15.36	-0.56	-15.38	-1.47
	Coi	-14.31	-0.8	-14.28	-1.01
	Goi	-13.64	6.35	-13.37	6.51
	Ermi	-8.58	3.34	-9.14	3.09
	Tfm	-4.54	8.47	-4.41	8.01
	bi-Me	0.7	8.41	1.05	8.06
	Tfmd	5.87	8.55	6.57	8.01
	Ermd	9.82	3.01	11	2.96
	God	14.96	6.16	14.74	6.37
	Cod	15.55	-1.28	14.77	-1.18
	Pod	16.41	1.66	16.57	-1.63
45	Poi	-15.4	-2.3	-14.43	-1.96
	Coi	-14.42	-2.25	-14.45	-1.85
	Goi	-14.5	6.48	-13.84	6.64

	Ermi	-10.03	2.43	-9.76	1.91
	Tfm	-5.4	8.07	-5.27	7.33
	bi-Me	0.34	8.04	0.24	7.25
	Tfmd	5.34	7.94	4.95	7.3
	Ermd	9.97	1.51	9.53	1.53
	God	15.53	6.16	13.76	6.09
	Cod	14.58	-2.25	14.42	-1.88
	Pod	15.8	-2.22	15.37	-2.09
46	Poi	-15.84	-0.6	-15.76	-1.12
	Coi	-14.54	-1.1	-14.46	-0.74
	Goi	-15.03	7.59	-14.43	7.03
	Ermi	-9.87	3.05	-9.56	3.69
	Tfm	-6.46	10.07	-6.05	9.52
	bi-Me	-0.6	10.9	-0.82	9.8
	Tfmd	5.1	10.41	4.57	9.6
	Ermd	9.96	3.19	9.41	3.55
	God	15.53	7.89	13.86	7.94
	Cod	14.36	-1.01	14.25	-0.65
	Pod	16.13	-1.15	15.72	-0.63
47	Poi	-16.09	-1.77	-15.98	-1.38
	Coi	-14.55	-1.64	-14.53	-1.22
	Goi	-14.71	7.41	-14.18	7.33
	Ermi	-10.05	2.96	-9.66	3.31
	Tfm	-5.05	9.23	-4.42	8.65
	bi-Me	0.11	9.23	-0.08	8.68
	Tfmd	4.26	9.02	4.29	8.7

	Ermd	9.76	2.73	9.31	2.8
	God	13.63	7.12	12.67	7.38
	Cod	14.5	-1.27	14.47	-1.24
	Pod	16.48	-1.69	16.03	-1.27
48	Poi	-15.62	-1.31	-15.57	-0.7
	Coi	-14.26	-1.16	-14.38	-0.82
	Goi	-13.68	6.99	-13.04	7.86
	Ermi	-9.36	2.48	-9.92	3.08
	Tfm	-5.07	8.66	-4.51	8.71
	bi-Me	-0.75	8.83	-0.43	8.88
	Tfmd	3.59	8.59	5.59	9.1
	Ermd	8.66	2.96	9.78	3.52
	God	13.44	7.42	13.05	7.86
	Cod	14	-0.97	14.48	-0.77
	Pod	15.43	-0.68	15.45	-0.8
49	Poi	-15.83	-1.1	-15.88	-0.85
	Coi	-14.34	-0.7	-14.34	-0.54
	Goi	-14.55	6.69	-14.8	7.13
	Ermi	-9.68	3.36	-8.59	3.64
	Tfm	-5.64	8.72	-5.05	9.75
	bi-Me	-0.47	9.06	-0.21	9.78
	Tfmd	4.88	9.21	4.61	9.85
	Ermd	9.86	3.61	8.06	4.18
	God	14.42	7.06	14.81	7.34
	Cod	14.42	-0.46	14.24	-0.67
	Pod	15.71	-0.28	16.13	-0.63

50	Poi	-15.88	-1.06	-15.18	-0.66
	Coi	-14.92	-0.79	-14.55	-0.61
	Goi	-14.92	8.86	-13.73	8.63
	Ermi	-8.68	4.39	-9.15	4.31
	Tfm	-4.95	10.27	-4.58	9.47
	bi-Me	-0.08	10.21	0.11	9.45
	Tfmd	4.47	10.13	4.76	9.37
	Ermd	8.76	4.21	9.68	4.13
	God	15.5	8.65	14.02	8.55
	Cod	15.11	-0.4	14.82	-0.64
	Pod	16.11	-0.19	15.98	-0.34