

UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía



**Estudio cefalométrico comparativo
entre trazados manuales y digitales
con programas informáticos**

Tesis doctoral

Presentada por **Luis Daniel Pellicer Castillo** para optar al
título de Doctor en Odontología

Director:

Dr. D. Alberto Albaladejo Martínez

Salamanca, 2014

Prof. Dr. D. Francisco Lozano Sánchez, Director del Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina. Universidad de Salamanca.

CERTIFICA:

Que la presente Memoria, elaborada por D. Luis Daniel Pellicer Castillo para optar al Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca, con el título “Estudio cefalométrico comparativo entre trazados manuales y digitales con programas informáticos”, y realizada bajo la dirección del Dr. D. Alberto Albaladejo Martínez, reúne los requisitos necesarios para su presentación y defensa ante el Tribunal Calificador.

Y para que así conste, expide y firma la presente certificación.

Salamanca a 7 de Octubre de 2014.

Fdo.: Prof. Dr. D. Francisco Lozano Sánchez.

Director del Departamento de Cirugía

Prof. Dr. D. Alberto Albaladejo Martínez. Profesor Contratado Doctor de Odontología del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca.

CERTIFICA:

El presente trabajo titulado “Estudio cefalométrico comparativo entre trazados manuales y digitales con programas informáticos”, ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Cirugía por el licenciado en Odontología D. Luis Daniel Pellicer Castillo para optar a la tesis doctoral. Habiéndose concluido y reuniendo, a su juicio, las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autoriza su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el Tribunal correspondiente.

Y para que así conste, expide y firma la presente certificación.

Salamanca, a 7 de Octubre de 2014.

Fdo.: Prof. Dr. D. Alberto Albaladejo Martínez

AGRADECIMIENTOS:

Al Dr. Alberto Albaladejo

A mi familia

INDICE

1. INTRODUCCIÓN:	21
1.1 Métodos de estudio del crecimiento físico	23
1.1.1 Métodos de medición.	23
1.1.1.1 Craneometría	23
1.1.1.2 Antropometría	24
1.1.1.3 Radiografía cefalométrica	25
1.1.2 Métodos experimentales	26
1.1.2.1 Tinción Vital	26
1.1.2.2 Autorradiografía	27
1.1.2.3 Radioisótopos	27
1.1.2.4 Radiografía con Implante	28
1.1.3 Otros métodos	29
1.2 Métodos de recopilación de los datos del crecimiento	30
1.2.1 Estudios longitudinales	30
1.2.2 Estudios transversales	31
1.2.3 Metaanálisis	31
1.3 Desarrollo histórico de la cefalometría	33
1.3.1 Proporciones antropomórficas	33
1.3.2 Medición mediante Antropometría	34
1.3.3. Descubrimiento de los rayos X.	36
1.3.4. Aplicación de la radiografía	38
1.3.5. Primeros estudios cefalométricos	41
1.3.6 Análisis cefalométricos	43
1.3.6.1 Análisis de Steiner	45
1.3.6.2 Análisis de Ricketts	49
1.3.6.3 Análisis de Björk-Jarabak	59
1.3.7 Informática y cefalometría	63
1.3.7.1 Digitalizador	63
1.3.7.2 Programas informáticos de análisis cefalométrico.	64
1.3.8 Desarrollo histórico de Nemotec.	64
1.3.8.1 Evolución del programa Nemoceph	66
1.3.9 Desarrollo histórico de Infomed.	69

1.3.10 Historia de Dolphin.....	71
1.4. Técnicas cefalométricas actuales.....	74
1.4.1. Consideraciones técnicas de la radiografía cefalométrica.....	74
1.4.1.1 Radiografía digital	77
1.4.1.1.1. Radiografía digital directa	77
1.4.1.2 Componentes de los estudios cefalométricos	79
1.4.1.2.1 Puntos de referencia anatómicos	80
1.4.1.2.2 Puntos de referencia cefalométricos	81
1.4.1.2.3. Ángulos y distancias cefalométricas.....	82
1.4.1.2.4. Normas cefalométricas	83
1.4.2. Técnicas de trazado cefalométrico.....	83
1.4.2.1 Técnica del calco y trazado cefalométrico.	83
1.4.2.1.1 Materiales necesarios	84
1.4.2.1.2. Desarrollo	85
1.4.2.1.2.1 Procedimiento de Ricketts:	86
1.4.2.2 Técnica del trazado digital.....	89
1.4.2.2.1. Obtención de la imagen: La imagen digital	89
1.4.2.2.1.1 Archivo de la imagen.	91
1.4.2.2.1.1.1 Visualización de la imagen	91
1.4.2.2.1.1.2. Diversos métodos de obtención de la radiografía digital.	92
1.4.2.2.2. Trazado digital	95
1.5 Precisión y fiabilidad de los trazados cefalométricos	97
1.5.1 Validez y Reproducibilidad	98
1.5.1.1 Fiabilidad	99
1.6 Errores en cefalometría.....	100
1.6.1 Fuentes de error en el estudio cefalométrico:.....	100
1.6.1.1 La adquisición de la radiografía.....	101
1.6.1.2 La calibración de la radiografía:	104
1.6.1.4 La identificación de los puntos.....	105
1.6.1.5 La medición	109
1.6.2 Tipos de error: aleatorios y sistemáticos	111
1.6.2.1 Estimación de los errores aleatorios:.....	112
1.6.2.2 Métodos de evaluación del error:.....	114
1.7 Situación actual	116

2. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN	134
3. MATERIAL Y MÉTODO:	138
3.1 Muestra y aceptación del protocolo	138
3.1.1 Muestra:	138
3.1.2 Protocolo	139
3.1.2.1 Comité de Bioética:	142
3.2 Trazado Cefalométrico	143
3.2.1 Puntos a utilizar en el trazado:	143
3.2.2 Medidas empleadas:	144
3.2.3 Jornadas de instrucción y calibración	147
3.2.4 Grupo 1: Trazado Manual.....	147
3.2.5 Grupos 2, 3 y 4: Trazado Digital	148
3.2.5.1 Grupo 2: Trazado digital con software Nemoceph	152
3.2.5.2 Grupo 3: Trazado digital con software Ortomed	153
3.2.5.3 Grupo 4: Trazado digital con software Dolphin	154
3.2.5 Repetición de los trazados	156
3.3 Recopilación de los datos:	157
3.4 Análisis estadístico	159
4 RESULTADOS	162
4.1. Estadística descriptiva de las medidas: Valores promedio y desviación estándar de las medidas.....	162
4.2. Estadística descriptiva y comparativa de los tiempos empleados	165
4.3. Estadística comparativa de las medidas: T de student para muestras apareadas.	170
4.4. Estadística comparativa de las medidas: coeficiente de correlación intraclase	177
5. DISCUSIÓN.....	187
5.1. Discusión del material y métodos	189
5.1.1 Muestra	189
5.1.2 Protocolo	191
5.1.3 Análisis estadístico	191
5.2. Trazado manual.....	194
5.2.1. Comparación	195
5.2.2. Reproducibilidad	195
5.2.3. Efecto de la experiencia	196
5.3. Trazado con software Nemoceph	197

5.3.1. Comparación	198
5.3.2 Reproducibilidad	199
5.3.3. Efecto de la experiencia	200
5.4 Trazado con software Ortomed	201
5.4.1. Comparación	202
5.4.2 Reproducibilidad	203
5.4.3. Efecto de la experiencia	203
5.5 Trazado con software Dolphin	205
5.5.1. Comparación	206
5.5.2 Reproducibilidad	207
5.5.3. Efecto de la experiencia	208
5.6 Tiempo.....	210
5.7 Operadores: Grupo Inexperto.....	213
5.8 Operadores: Grupo Experto.....	215
5.9 Medidas afectadas	217
5.9.1 Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular	217
5.9.2 Medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort.....	218
5.9.3 Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos	218
5.9.4 Medidas lineales.....	219
5.9.5 Puntos cefalométricos empleados en las medidas	221
6 CONCLUSIONES.	232
7. BIBLIOGRAFÍA	235

INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Campos del Análisis de Steiner, con su norma y su desviación estándar.	46
Tabla 2: campos del Análisis de Ricketts, con su norma y su desviación estándar.....	58
Tabla 3: Campos del Análisis de Björk-Jarabak, con su norma y su desviación estándar.	62
Tabla 4: Escala propuesta por Landis y Koch para la evaluación de la consistencia de las mediciones. Utilizando el coeficiente de correlación intraclase para determinar la concordancia o acuerdo intra e inter operador para cada variable, se mide la homogeneidad de los elementos dentro de los grupos. Tiene un valor máximo de 1 cuando hay una homogeneidad completa.	114
Tabla 5: artículos clasificados por programa utilizado y conclusiones. Obtenidos realizando una revisión sistemática en el buscador “Pubmed” utilizando como palabras clave: Cephalometry, measurements, Orthodontics, landmark, computer-assisted cephalometric analysis, digitized imaging.	117
Tabla 6: Medidas conflictivas en los estudios hallados	123
Tabla 7: puntos cefalométricos considerados conflictivos según los estudios hallados.	127
Tabla 8 Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Medidas en grados.	145
Tabla 9 Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort. Medidas en grados.	145
Tabla 10 Medidas tejidos blandos e incisivos. Medidas en grados.....	146
Tabla 11 Medidas Lineales. Medidas en milímetros.	146
Tabla 12: Tabla de recopilación de datos en cada radiografía.....	148
Tabla 13: Puntos cefalométricos requeridos por los programas para el trazado y los empleados para el estudio. Cada punto nombrado como aparece reflejado en cada uno de los programas informáticos.	149
Tabla 14: Ejemplo de la tabla de recopilación de datos de todas las radiografías. En las filas se posicionaron los datos por radiografía (del 1 al 30) y por operador sucesivamente. En las columnas se posicionaron los datos de las medidas cefalométricas y de tiempo por método y momento.....	157
Tabla 15: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al plano Silla-Articular, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas entre los diferentes métodos en los trazados iniciales y finales.....	163
Tabla 16: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al plano Silla-Articular, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas entre los diferentes métodos en los trazados iniciales y finales.....	163
Tabla 17: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de tejidos blandos e incisivos, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas.	164

Tabla 18: Valores promedio y desviación estándar de las medidas lineales medidas en milímetros al inicio y al final, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas.	164
Tabla 19: Valores promedio y desviación estándar de las mediciones temporales en segundos al inicio y al final, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas. El tiempo medio al inicio es mayor que al final, a excepción del tiempo empleado en la interpretación del trazado manual. Medidas en segundos.	166
Tabla 20: Comparación del tiempo de análisis en segundos al inicio y al final en función del grado de experiencia. T de student para muestras apareadas de las mediciones temporales en segundos al inicio y al final, al realizar el trazado manual (diferenciando el tiempo empleado en el trazado y el empleado en la medición), trazado con Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Se tomó $p < 0,05$ como significativa y $p < 0,01$ como muy significativa. Esta comparación muestra como significativa la diferencia entre el tiempo empleado en la interpretación del trazado manual en los trazados iniciales y finales del grupo experto, y muy significativas las diferencias entre el tiempo empleado en los trazados iniciales y finales del trazado con Nemoceph para el grupo inexperto, el método digital 2 (Ortomed) y digital 3 (Dolphin) en ambos grupos de experiencia.	167
Tabla 21: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas S-Ar-Go ($p = 0,02$), Na-Go-Me ($P = 0,02$), para el método manual, N-S-Ar ($p = 0,02$), Ar-Go-Me ($p = 0,03$), y muy significativa Na-Go-Me ($p < 0,01$) para el método digital 3 (Dolphin). En el grupo de expertos fue muy significativa la medida Na-Go-Me ($p < 0,01$) para el método digital 1 (Nemoceph).	172
Tabla 22: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de frankfort. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas ANB ($p = 0,02$) y FH-NA ($p = 0,04$) para el método manual, FHNaBa ($p = 0,04$) para el método digital 3 (Ortomed), y muy significativas ANB ($p < 0,01$) en el método digital 1 (Nemoceph) y FHNA ($p = 0,01$) para el método digital 3 (Ortomed). En el grupo de expertos fueron significativas las medidas FHNaBa ($p = 0,03$) en el método manual, FHNaBa ($p = 0,02$) y FHNA ($p = 0,04$) en el método digital 1 (Nemoceph), y muy significativa SNA ($p < 0,01$) en el método digital 3 (Dolphin). Cercana a la significancia SNB ($p = 0,05$) en el método digital 2 (Ortomed) y en el método digital 3 (Dolphin).	173
Tabla 23: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de inexpertos fueron muy significativas	

las medidas U1/SN ($p < 0,001$), L1GoMe ($p < 0,01$), U1L1 ($p < 0,001$) en el método digital 1 (Nemoceph), y el ángulo Nasolabial ($p < 0,01$) en el método digital 2 (Ortomed). En el grupo de expertos fue significativa la medida U1/SN ($p = 0,03$) en el método digital 1 (Nemoceph). 174

Tabla 24: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas lineales. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. 175

Tabla 25 Cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas angulares en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción. Sólo la medida Ar-Go-Me (0,74(0,57-0,85)) para el grupo inexperto en el método digital 2 (Ortomed) obtuvo resultados por debajo de 0,80. 180

Tabla 26 Cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas angulares en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de frankfort. 181

Tabla 27: Cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas lineales en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos. 182

Tabla 28: Cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas lineales en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas lineales. 183

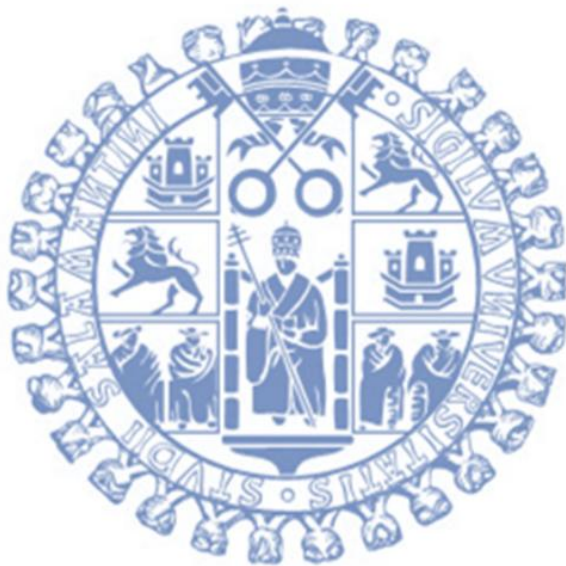
Tabla 29: Puntos cefalométricos empleados en el estudio con un sumatorio de las ocasiones que han sido significativas las medidas que los utilizan, y dividido por el número de medidas que lo emplean, obteniendo un ratio de ocasiones significativas. Los puntos con mayor número de resultados significativos son los empleados en los Incisivos inferiores, y los que menor número de resultados significativos que han sido los posicionados en tejidos blandos. 221

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Craneometría. Obtiene las medidas utilizando cráneos secos humanos y un dispositivo de medida. Fuente de la imagen: Wikipedia.	24
Figura 2: Antropometría. Obtiene las medidas en individuos vivos, debe tener en cuenta las distorsiones producidas por los tejidos blandos. Fuente: Cesare Lombroso (1835-1909).....	24
Figura 3: Radiografía Cefalométrica. Ubicando al sujeto de modo exacto, se obtienen las ventajas de la craneometría y la antropometría. Fuente: L.D. Pellicer Castillo.....	25
Figura 4 tinción vital con Alizarina. Permite estudiar el patrón de mineralización de los tejidos después de sacrificar el animal. Fuente: Profesor Cesar Augusto Loiacono.....	26
Figura 5: Autorradiografía de un corte de médula espinal y sus cubiertas, cortes histológico de 10 a 50 micrones de espesor de médula, fijado en formol al 10% , colocado en contacto directo con la emulsión de una película o papel fotográfico. Fuente: Martín Girado.....	27
Figura 6: Radioisótopos. Inmunogammagrafía con ^{99m} Tc-IgG policlonal humana no específica en el diagnóstico de la sepsis osteoarticular. Fuente: Dr. Luis Oscar Marrero Riverón.	28
Figura 7 Estudio de Bjork del crecimiento mandibular con microimplantes metálicos. Superposición de las radiografías para estudiar su evolución. Fuente: Bjork y cols, 1963.....	28
Figura 8: Boceto de Leonardo Da Vinci que representa los primeros estudios de las proporciones faciales mediante las matemáticas.....	33
Figura 9: Dibujo de Albrecht Dürer con la primera clasificación de los perfiles humanos.	34
Figura 10: Empleo de calibres en la osteometría para la determinación de la edad y el sexo de restos forenses.	34
Figura 11: Ángulo de Camper, o ángulo facial, formado por la línea facial, definida por la parte más prominente de la frente y la parte más anterior del reborde alveolar del maxilar superior, y el plano de camper, definido por una línea horizontal que va desde el oído y hasta el ala de la nariz.....	35
Figura 12: Ejemplos de Prognathia, Orthognathia y Retrognathia.....	35
Figura 13: Plano de Frankfurt. Plano ideal establecido entre el punto más inferior de la órbita y el punto más alto del meato auditivo.....	36
Figura 14: Primeros tubos catódicos que buscaban la generación de campos electromagnéticos, con los cuales se descubrió inesperadamente la radiografía y los rayos X.	37
Figura 15: Clasificación de Angle. De acuerdo con la relación de oclusión entre los primeros molares permanentes, E. H. Angle confeccionó en 1887 su clasificación primaria de las maloclusiones; Clase I (neuroclusión), Clase II1 (distoclusión con vestibuloversión anterior), Clase II2 (distoclusión con linguoversión anterior), Clase III (mesioclusión).....	38
Figura 16: Dibujo del cefalostato de Paul Simon. Primer posicionador de la cabeza en fotografía.....	39

Figura 17: El “roentgenphotogram”. Desarrollado por Bimler superponía la imagen radiográfica y fotográfica.	40
Figura 18: Técnica radiográfica de Bimler. Bimler recostaba a los pacientes para mantenerles inmóviles durante la larga exposición que requerían las radiografías de la época. Insistió en los criterios necesarios para la obtención y evaluación de telerradiografías que en ese momento sólo se utilizaban en EE.UU.	40
Figura 19: Cefalostato de Broadbent. Posicionador del paciente que permite la repetición de la radiografía obteniendo los mismos resultados.	42
Figura 20: Ángulos SNA, SNB y ANB, empleados en los métodos de Steiner y Northwestern, indica la posición anteroposterior del hueso maxilar y la mandíbula en relación con la parte anterior de la base craneal.	44
Figura 21: Análisis de Downs. Se considera que este es el primer análisis usado en el diagnóstico ortodóncico. El análisis de W.B. Downs fue desarrollado en la Universidad Illinois en el año de 1948. Se basó en las proporciones faciales y esqueléticas de un grupo de referencia de 20 adolescentes blancos no sometidos a tratamiento y seleccionados por tener una oclusión dental ideal. Fuente: L.D. Pellicer Castillo.	45
Figura 22: Puntos empleados en el análisis de Steiner.	48
Figura 23: Planos empleados en el análisis de Steiner. 1 línea SN, 2 plano oclusal, 3 plano mandibular, 4 eje XY, 5 SNA, 6 SNB, 7 Plano estético, 8 Eje del incisivo superior, 9 Eje del incisivo inferior. Fuente: L.D. Pellicer Castillo.	49
Figura 24: Puntos del análisis de Ricketts sobre estructuras anatómicas.	52
Figura 25: Puntos construidos del Análisis de Ricketts:	53
Figura 26: Puntos del análisis de Ricketts sobre estructuras dentarias: A1, A2, B1, B2, A6, B6, A3, B3.	54
Figura 27: planos del Análisis de Ricketts.	57
Figura 28: Análisis de Björk-Jarabak, puntos y planos empleados.	61
Figura 29: Ejemplo de visualizaciones en el programa Nemoceph. Herramienta de superposición de radiografía/fotografía, visualización del trazado, registro de serie completa de imágenes y fotografías del paciente.	68
Figura 30: Chester Wang, director de Dolphin Imaging & Management Solutions, posando en la Universidad de Washington en 2010 junto al único DigiGraph que existe en la actualidad. Fuente: revista Journal of clinical Orthodontics (JCO).	72
Figura 31: diagrama de un Tubo de rayos X: El tubo de rayos X es básicamente un vidrio (una ampolla de cristal) conteniendo en su interior, al vacío, un electrodo negativo llamado cátodo, y uno positivo llamado ánodo. En el cátodo hay un filamento (generalmente un alambre de tungsteno) que emite electrones cuando se calienta, los cuales son enfocados para chocar contra el ánodo en una zona llamada foco. De esta zona surge el haz de rayos X (radiación incidente), que se dirige al objeto en estudio (el cuerpo humano en nuestro caso), y éste absorbe una cantidad de rayos X, y otra cantidad lo atraviesa. Esta cantidad de rayos que atraviesa al objeto se puede visualizar como imagen permanente en una placa radiográfica, o bien como imagen transitoria en una pantalla fluoroscópica.	75
Figura 32: Puntos de referencia anatómicos, tanto sobre estructuras esqueléticas como en tejidos blandos.	81
Figura 33: Ejemplo de Puntos de referencia cefalométricos, escogidos para el estudio de la estructura o malformación que se desee estudiar.	82

Figura 34: ejemplo de ángulos y distancias cefalométricas utilizadas para evaluar las estructuras implicadas.	82
Figura 35: Trazado convencional.....	83
Figura 36: Materiales necesarios en el trazado convencional.	84
Figura 37: Colocación de la radiografía sobre el negatoscopio, y film transparente, así como su correcta orientación.....	85
Figura 38 trazado de estructuras del cráneo: silla turca, frontal, huesos nasales, maxilar superior y dientes superiores.....	86
Figura 39: trazado de estructuras del cráneo. Conducto auditivo externo, cavidad glenoidea, cóndilo del temporal y fosa pterigomaxilar.	87
Figura 40: trazado de estructuras de la mandíbula. Mandíbula y dientes inferiores.	88
Figura 41 resultado de un trazado convencional sobre telerradiografía, siguiendo la técnica de Ricketts.	88
Figura 42: Entramado de Píxeles, una matriz de elementos cuadrados (píxeles) que dependiendo de su disposición y cantidad (resolución) representarán de manera más fidedigna el objeto de la imagen.....	90
Figura 43: Resolución (píxeles por pulgada). El aumento de píxeles por pulgada supone un aumento en su densidad y repercute en el detalle que presenta la imagen.....	90
Figura 44: Ejemplos de monitores:	92
Figura 45 Placa de fósforo fotoestimulable. La placa expuesta a un láser emite un espectro de luz visible proporcional a la exposición de radiación. Ésta se convertirá en una imagen digital.	93
Figura 46: Receptor directo, basado en un sensor fotosensible, que reduce la cantidad de radiación necesaria para la obtención de la imagen, alrededor de un 90%.....	94
Figura 47 Escáner de superficie plana transparente. Permite el escaneado de la radiografía y otros negativos, transformándola al formato digital.....	94
Figura 48 Digitalizador. Utiliza una superficie sensible o un lápiz digital que registra el trazado al realizarse.	95
Figura 49 Digitalización indirecta. El operador observa el trazado en el monitor, que se realiza digitalmente.	96
Figura 50: Gráfica de dispersión en ejes de 10 milímetros. Registra la identificación en película radiográfica y digital de los puntos Gn (Gnathion), Go (Gonion) y L1R (ápice del incisivo inferior). Se observa un patrón de distribución sistemático que sigue la forma anatómica de la estructura sobre la que se encuentra el punto cefalométrico. Fuente: McClure y cols, 2005.	107
Figura 51: En planos formados por puntos poco distanciados entre ellos, como es el ápice y el borde del incisivo superior, se producen diferencias significativas entre las distintas mediciones (Damstra, 2010).....	110
Figura 52: Diagrama de los registros creados por cada operador a partir de las 30 radiografías seleccionadas. Se crearon cuatro grupos, en función del método empleado, y dos subgrupos, según el momento.	141



I. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN:

La ortodoncia es una especialidad cuyos resultados se observan en el tiempo. Es por ello que si queremos obtener un resultado predecible el estudio de las proporciones y desarrollo de las estructuras involucradas en el tratamiento ortodóncico es obligatorio, ya que permite obtener una visión global del paciente y de sus requisitos. La cefalometría radiográfica es una herramienta fundamental en el diagnóstico ortodóncico, con grandes repercusiones en el tratamiento y pronóstico (Balbach, 1969). Hace posible el hallazgo y análisis de las discrepancias dentales y óseas, así como el desarrollo de objetivos visuales del tratamiento (Mills, 1970; Vig y cols, 1990).

Las medidas cefalométricas son usadas para dos propósitos generales, descripción y predicción (Baumrind, 1971a).

Su uso descriptivo se realiza:

- 1- Para clasificar los casos en función del tipo.
- 2- Para definir el grado de desviación del caso observado con respecto a la norma
- 3- Para indicar la extensión de los cambios ocurridos durante el tratamiento.

Su uso como predicción tiene una función meramente auxiliar.

Tradicionalmente, los trazados cefalométricos han sido realizados manualmente sobre radiografías obtenidas en película radiográfica. Dicha técnica no sufrió cambio alguno a lo largo de los años, y se avanzó mayormente en el desarrollo de diferentes estudios o análisis de puntos y medidas craneales. (Baumrind y cols, 1971; Broch y cols, 1981; Cohen, 1984; Cooke y cols, 1991).

Sin embargo, con la llegada de la informática, no sólo se pudieron realizar las primeras bases de datos con los valores de los trazados, sino que desde mediados de los 90 se ha vuelto habitual el uso de programas informáticos para realizar el propio trazado en el ordenador.

Las ventajas son obvias:

- Mayor rapidez, economía del tiempo, donde antes se realizaba el trazado para un solo método, ahora se puede realizar un único trazado que permite desarrollar todos los métodos disponibles en cuestión de segundos.
- Ahorro de espacio, el volumen de archivos se reduce notablemente, se elimina el papel.
- Posibilidad de compartir los datos con facilidad y a mayor velocidad entre profesionales.
- Menor radiación del paciente.

La evolución ha sido rápida, y los cambios constantes. Los estudios al respecto proliferan a principios de siglo, si bien son unánimes en sus ventajas, no lo son tanto en sus resultados, mostrando discrepancias en la variabilidad entre métodos y medidas afectadas.

1.1 Métodos de estudio del crecimiento físico

La colección de datos para la evaluación del crecimiento físico se hace de dos maneras (Enlow, 1965):

1- Método de medición. Se basa en las técnicas para medir animales vivos (incluyendo a los seres humanos), con la implicación de que la medida por sí misma no hará ningún daño y que el animal estará disponible para las medidas adicionales en otro momento (Björk, 1963).

2- Método experimental. Este enfoque utiliza los experimentos en los cuales el crecimiento es manipulado de cierta manera. Esto supone que el sujeto estará disponible para un cierto estudio detallado que puede ser destructivo. Por esta razón, tales estudios experimentales se restringen a otras especies y no a la humana (Klauw, 1946).

1.1.1 Métodos de medición.

1. Craneometría
2. Antropometría
3. Radiografía cefalométrica.

1.1.1.1 Craneometría

La craneometría implica la medida de los cráneos encontrados entre los restos esqueléticos humanos (fig. 1). Tiene la ventaja de que se pueden obtener mediciones bastante exactas de los cráneos secos, mientras que la gran desventaja es que tal estudio del crecimiento puede solamente ser una muestra representativa (Gijbels y cols, 2001).

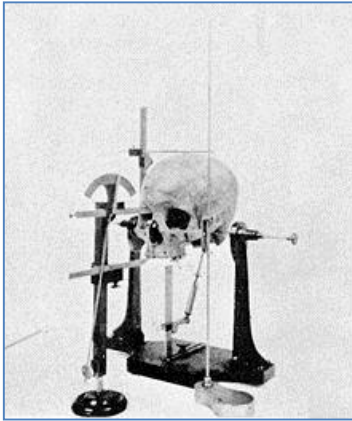


Figura 1: Craneometría. Obtiene las medidas utilizando cráneos secos humanos y un dispositivo de medida. Fuente de la imagen: Wikipedia.

1.1.1.2 Antropometría

La antropometría es una técnica, que implica la medición de las dimensiones esqueléticas en individuos vivos (fig. 2). Los diversos puntos cefalométricos anatómicos establecidos en los estudios del cráneo seco, son medidos en los individuos vivos usando los puntos del tejido blando que recubren estos puntos óseos. Estas medidas se pueden hacer tanto en el cráneo seco así como en individuos vivos, aunque en el último caso el grosor del tejido blando también necesitará ser considerado. A pesar de este obstáculo la ventaja más importante es que el estudio puede ser longitudinal, en donde el crecimiento de un individuo se puede seguir directamente durante un periodo de tiempo con mediciones repetidas sin dañar al sujeto.



Figura 2: Antropometría. Obtiene las medidas en individuos vivos, debe tener en cuenta las distorsiones producidas por los tejidos blandos. Fuente: Cesare Lombroso (1835-1909)

1.1.1.3 Radiografía cefalométrica

La radiografía cefalométrica es una técnica que depende de la ubicación exacta del individuo en un cefalostato, para poder orientar exactamente la cabeza en relación a la radiografía y se pueda hacer la ampliación precisamente controlada.

Esta técnica combina las ventajas de la craneometría y la antropometría en que se puede hacer las mediciones óseas directas (fig. 3), tal como se visualiza en la radiografía durante un periodo de tiempo para el mismo individuo. Sin embargo, la desventaja es que produce una representación de dos dimensiones de una estructura tridimensional que la hace imposible de obtener todas las medidas.

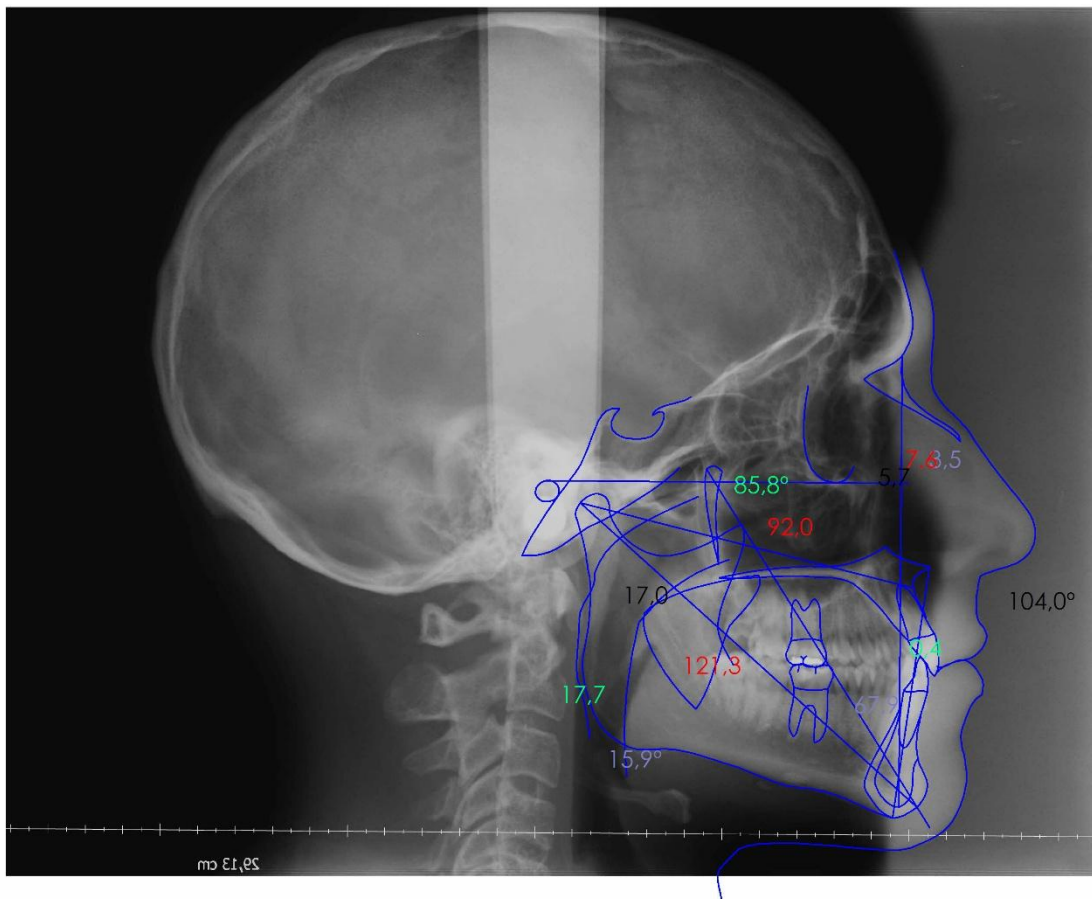


Figura 3: Radiografía Cefalométrica. Ubicando al sujeto de modo exacto, se obtienen las ventajas de la craneometría y la antropometría. Fuente: L.D. Pellicer Castillo

1.1.2 Métodos experimentales

Estos incluyen los siguientes:

- Tinción vital.
- Autorradiografía
- Radioisótopos
- Radiografía con implante.

1.1.2.1 Tinción Vital

La tinción vital, introducida primero por John Hunter en el décimo octavo siglo (Klaauw, 1946). Aquí el crecimiento se estudia observando el patrón de tejidos mineralizados teñidos, después de la inyección de tintes en el animal. Estos tintes permanecen en los huesos y los dientes, y pueden ser detectados más adelante después de sacrificar el animal. La alizarina fue encontrada como el agente activo y todavía se utiliza para los estudios de tinción vital (fig. 4). Sin embargo, estos estudios no son posibles en los seres humanos. Con el desarrollo de los trazadores radio isotrópico, actualmente es posible sustituir la alizarina. El isótopo de emisión gamma ^{99m}Tc se puede utilizar para detectar áreas de rápido crecimiento óseo en los humanos, pero estas imágenes son más útiles en el diagnóstico de los problemas de crecimiento localizados que para el estudio de los patrones del crecimiento.



Figura 4 tinción vital con Alizarina. Permite estudiar el patrón de mineralización de los tejidos después de sacrificar el animal. Fuente: Profesor Cesar Augusto Loiacono.

1.1.2.2 Autorradiografía

La autorradiografía es una técnica en la cual una emulsión de la película se coloca sobre una sección fina del tejido que contiene el isótopo radiactivo y después es expuesta en la oscuridad por la radiación. Después de que se revele la película, la localización de la radiación indica donde está ocurriendo el crecimiento o la actividad celular (fig. 5).



Figura 5: Autorradiografía de un corte de médula espinal y sus cubiertas, cortes histológico de 10 a 50 micrones de espesor de médula, fijado en formol al 10% , colocado en contacto directo con la emulsión de una película o papel fotográfico. Fuente: Martín Girado

1.1.2.3 Radioisótopos

Estos elementos, cuando son inyectados en tejidos, logran incorporarse en el hueso en desarrollo y actúa como marcadores in vivo y se pueden entonces localizar por medio de un contador Geiger, ej. ^{99m}Tc , Ca-45 (fig. 6) el componente radiomarcado de la proteína y la prolina.

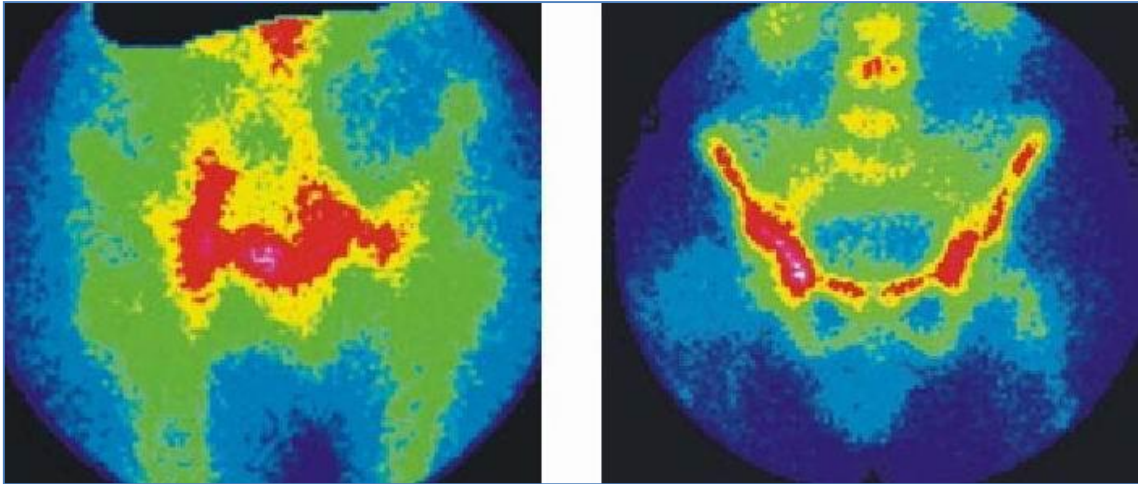


Figura 6: Radioisótopos. Inmunogammagrafía con ^{99m}Tc -IgG policlonal humana no específica en el diagnóstico de la sepsis osteoarticular. Fuente: Dr. Luis Oscar Marrero Riverón.

1.1.2.4 Radiografía con Implante

La radiografía con implante (Björk y cols, 1963) es una de las técnicas que se pueden también utilizar en sujetos humanos. Aquí, los pernos de metal inertes (hechos generalmente de titanio) se insertan en cualquier parte del esqueleto óseo incluyendo la cara y los maxilares (Doppel y cols, 1994). Estos pernos son biocompatibles.

La superposición de las radiografías (cefalogramas en caso de la cara) sobre los implantes permite la observación exacta de los cambios en la posición de un hueso con respecto a otro y los cambios en el contorno externo del hueso individual (fig. 7).

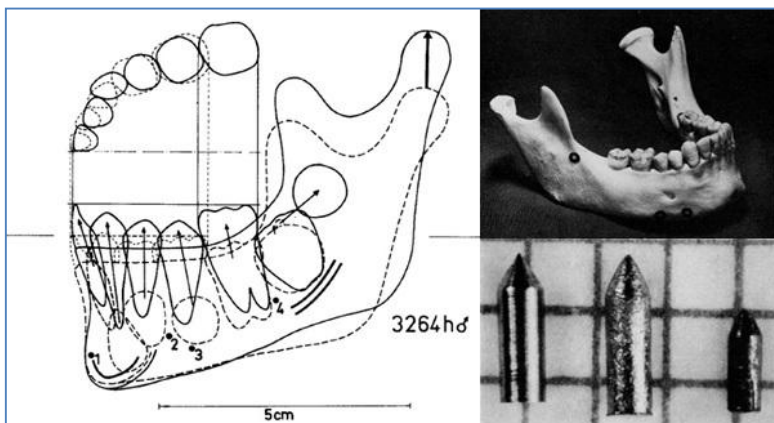


Figura 7 Estudio de Bjork del crecimiento mandibular con microimplantes metálicos. Superposición de las radiografías para estudiar su evolución. Fuente: Bjork y cols, 1963.

1.1.3 Otros métodos

Otros métodos para el estudio del crecimiento incluyen:

- Los marcadores naturales: de conductos nutricios, trabéculas, etc.
- La anatomía comparativa.
- Los estudios genéticos.

1.2 Métodos de recopilación de los datos del crecimiento

Tipos de datos del crecimiento que se pueden recopilar de los estudios de crecimiento:

1. Opinión.
2. Observación
3. Valoración y clasificación.

Las mediciones utilizadas en los estudios científicos son cuantitativas e incluyen los datos directos, indirectos y derivados.

Los datos recopilados por los medios antedichos son entonces sometidos al análisis estadístico para llegar a una conclusión. Los estudios que resultan de eso, son de tres tipos:

1. Estudios longitudinales.
2. Estudios transversales
3. Metaanálisis.

1.2.1 Estudios longitudinales

Los estudios longitudinales implican la recopilación de los datos de un individuo o sujeto determinado durante distintos períodos de tiempo en intervalos regulares. Esto representa el ejemplo de un estudio sobre una base a largo plazo. Aunque tiene la ventaja de estudiar el patrón de desarrollo del sujeto, durante un periodo de tiempo que da una buena información de las variaciones implicadas (Nielsen, 1989), hasta ahora el mayor retroceso es que requiere mucho tiempo y se corre el riesgo de perder al sujeto(s) debido a eso. Además, requiere el mantenimiento detallado de los registros a lo largo del tiempo, haciéndolo una operación costosa. Según el momento en el que se obtengan los datos pueden ser:

* Estudio retrospectivo: es un estudio longitudinal en el tiempo que se analiza en el presente, pero con datos del pasado.

* Estudio prospectivo: es un estudio longitudinal en el tiempo que se diseña y comienza a realizarse en el presente, pero los datos se analizan transcurrido un determinado tiempo, en el futuro.

1.2.2 Estudios transversales

Los estudios transversales por otra parte implican la recolección de datos de diversas muestras y son por lo tanto más rápidos. También, es menos costoso con la posibilidad de estudiar muestras más grandes, y puede ser repetido si se requiere. Sin embargo, puede no proporcionar evidencia concluyente porque no todos los individuos crecen de la misma manera. También, semejante estudio ocultaría las variaciones individuales.

1.2.3 Metaanálisis

Un metaanálisis es un estudio basado en la integración estructurada y sistemática de la información obtenida en diferentes estudios clínicos, sobre un problema de salud determinado. Consiste en identificar y revisar los estudios controlados sobre un determinado problema, con el fin de dar una estimación cuantitativa sintética de todos los estudios disponibles. Dado que incluye un número mayor de observaciones, un metaanálisis tiene un poder estadístico superior al de los ensayos clínicos que incluye.

El metaanálisis es la síntesis formal, cualitativa y cuantitativa, de diferentes Ensayos Clínicos, que poseen en común una misma intervención y un mismo punto final de resultado y que se agrupan con la intención de sintetizar la evidencia científica con respecto a la dirección del efecto producido por la intervención en análisis.

Expresado de otra manera, es una estrategia de revisión sistemática que pretende responder a diversas cuestiones y que es especialmente útil cuando los resultados de varios estudios son discordantes con respecto a la magnitud de la dirección de un efecto, cuando los tamaños muestrales de los estudios individuales es demasiado pequeño

para detectar dicho efecto como significativo, o cuando un ensayo clínico de gran tamaño es demasiado costoso en términos económicos o de tiempo.

El metaanálisis es un procedimiento de investigación que mejora la calidad de las revisiones bibliográficas, dado que provee los elementos para realizarlas metódicamente y arrojar resultados claramente interpretables.

1.3 Desarrollo histórico de la cefalometría

1.3.1 Proporciones antropomórficas

El ser humano ha intentado desde sus inicios representar el mundo que le rodea, mediante las herramientas de las que ha dispuesto. En el caso de la representación de sus congéneres pronto descubrió que existen unas normas de proporcionalidad dentro de las cuales la obra puede considerarse reflejo de lo real. Si bien dichas proporciones se intuían y transmitían entre los artistas, que podemos ver reflejadas en las grandes obras escultóricas grecolatinas, no es hasta el siglo XVI, donde el artista DaVinci crea un estudio de las proporciones (fig. 8) mediante las matemáticas que trasciende la habilidad del autor, convirtiendo en reproducible y transmisible el conocimiento del mismo, basándose en el trazado con líneas rectas que forman uniendo puntos de las estructuras anatómicas homólogas.



Figura 8: Boceto de Leonardo Da Vinci que representa los primeros estudios de las proporciones faciales mediante las matemáticas.

En el año 1603 Albrecht Dürer realiza varios dibujos en los que propone un sistema de trazos empleados para determinar los diferentes tipos de perfiles del rostro humano: recto, convexo y cóncavo (fig. 9).

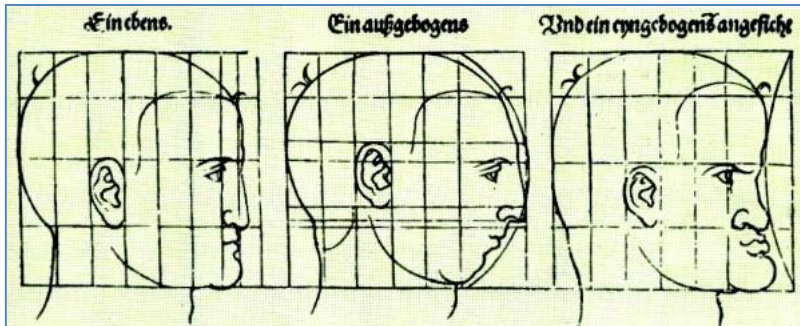


Figura 9: Dibujo de Albrecht Dürer con la primera clasificación de los perfiles humanos.

1.3.2 Medición mediante Antropometría

No se empiezan a aplicar métodos científicos hasta la llegada de la antropometría. Los antropólogos, que describen, clasifican e identifican restos humanos, partiendo de las estructuras que más perduran a través del tiempo: los huesos y los dientes. Para facilitar su comunicación surge la osteometría (fig. 10), ciencia descriptiva que permite cuantificar objetivamente cualquier hueso humano y aplicar el método científico al estudio de los rasgos morfológicos del hombre. De la osteometría deriva la craneometría.

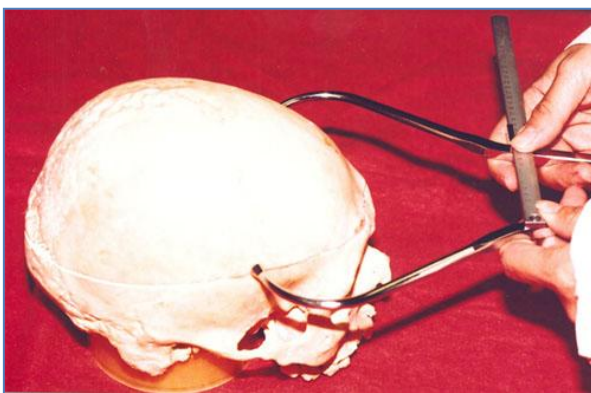


Figura 10: Empleo de calibres en la osteometría para la determinación de la edad y el sexo de restos forenses.

Es reconocido por algunos autores que el primer antropólogo que además dio origen a la craneometría fue el anatomista holandés Petrus Camper (1722-1789). En sus estudios en cráneos empleó mediciones angulares para determinar las dimensiones faciales. Al investigar el prognatismo descubre que las medidas varían de acuerdo con el grupo étnico, la edad y el sexo de los individuos, se percató, a su vez, que esas variables le permitían reconocer el problema de crecimiento y desarrollo de las estructuras óseas. Describió en el año 1780 el ángulo facial formado por la intersección del plano de Camper (que pasa por el centro del conducto auditivo externo y por la base de la nariz) con la línea facial (tangente a la parte más prominente del hueso frontal y a la convexidad anterior del incisivo central superior) (fig. 11).

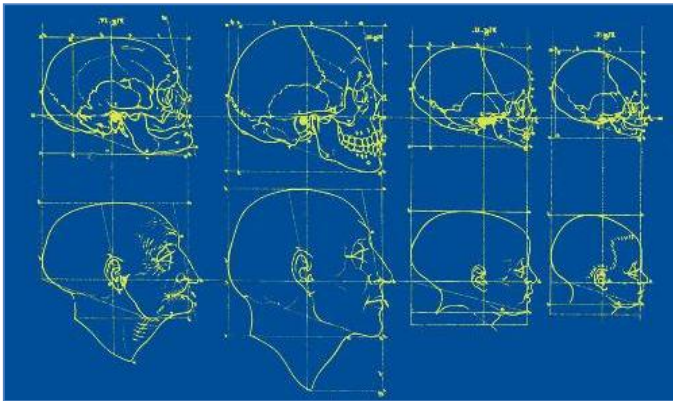


Figura 11: Ángulo de Camper, o ángulo facial, formado por la línea facial, definida por la parte más prominente de la frente y la parte más anterior del reborde alveolar del maxilar superior, y el plano de Camper, definido por una línea horizontal que va desde el oído y hasta el ala de la nariz.

Dos años después de muerto Petrus Camper, es publicado su célebre trabajo: "Disertación sobre las variantes naturales de la fisonomía". El ángulo facial de acuerdo con Camper tiene para el europeo un valor de 80°, el negro, 70°, el orangután, 58° y para el macaco 42°.8, 9 Así fue el primero en relacionar la cara con el cráneo (Canut y cols, 1992).

La primera clasificación de la estructura facial en prognata y en retrognata de acuerdo con la prominencia del perfil (fig. 12) es realizada por Pritchard en el año de 1843.

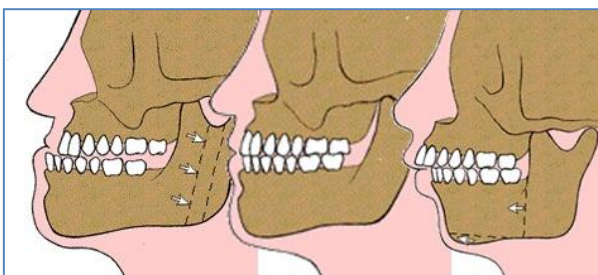


Figura 12: Ejemplos de Prognathia, Orthognathia y Retrognathia.

Luego Flower ideó un índice que lleva su nombre y que fue determinado por la distancia: Basion Prosthion (B.P) y Basion Nasion (B.N); en el que la primera distancia es dividida por la segunda y el valor resultante es multiplicado por 100. Con este índice clasificó el perfil en *orthognathus* (hasta 98), *mesognathus* (entre 98 y 103), y *prognathus* (con más de 103).

En el año de 1872 Von Ihering propone el conocido plano de Frankfurt que no fue oficialmente aceptado hasta 1884, en el Congreso Antropológico llevado a cabo en la ciudad homónima de Alemania (Águila J, 1996). Este se forma por el punto porion y el infraorbitario, y con el plano facial que pasa por al nasion y el prosthion forma el ángulo del perfil facial NP que Wilder llamó: "El equivalente moderno del ángulo facial de Camper" cuyos valores son los siguientes: Hyperprognathus de 70°, Prognathus de 70° a 80°, Mesognathus de 80° a 85°, Ortognathus de 85° a 93° e Hyperorthognathus con más de 93°.

El plano de Frankfurt (fig. 13) constituyó un aporte esencial que respondía a la necesidad de orientación natural de la cabeza en el plano horizontal. En la actualidad sigue siendo empleado como un importante plano de referencia que ha sido trasladado a la cefalometría.

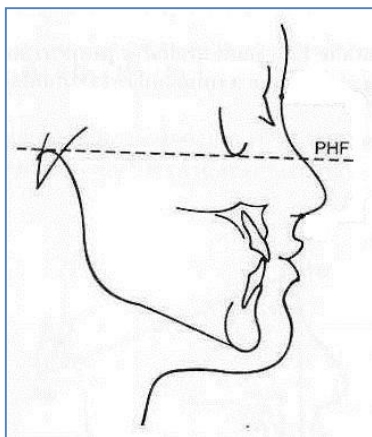


Figura 13: Plano de Frankfurt. Plano ideal establecido entre el punto más inferior de la órbita y el punto más alto del meato auditivo.

1.3.3. Descubrimiento de los rayos X.

El 8 de noviembre de 1895 Sir William Conrad Röntgen (1845-1923), Profesor Investigador del Instituto Físico de la Universidad de Würzburg (Alemania), descubrió accidentalmente los Rayos X, denominados así por el autor al desconocerse entonces

sus propiedades. Röntgen utilizó un condensador (fig. 14), transformador situado entre el carrete de inducción y un tubo de alto vacío (tipo Hittorf-Crookes), envuelto en un cartón negro al que estimuló internamente con una corriente de alta tensión, en condiciones de oscuridad total en su laboratorio. Aunque otros investigadores habían experimentado con similares protocolos y por lo tanto producían rayos X, no fueron capaces de reconocerlos.

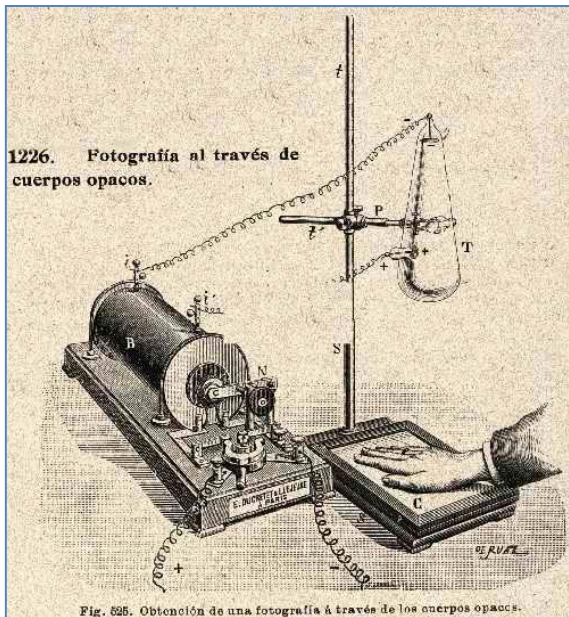


Figura 14: Primeros tubos catódicos que buscaban la generación de campos electromagnéticos, con los cuales se descubrió inesperadamente la radiografía y los rayos X.

Este descubrimiento abrió las puertas al desarrollo del método de medición ortodóncica sobre el que versa el presente trabajo: la radiografía cefalométrica, que incorporó dos ventajas sustanciales con respecto a la antropometría que se desarrollaba:

1. Mediciones craneométricas en individuos vivos por lo que se puede estudiar el crecimiento y desarrollo de un mismo sujeto.
2. Permitía observar las estructuras óseas a través de los tejidos blandos que las recubren y por lo tanto estudiar las relaciones entre ellos.

1.3.4. Aplicación de la radiografía

En la década de los años veinte un problema existente en el diagnóstico en Ortodoncia venía conquistando la atención de los clínicos que se dedicaban a la especialidad. La clasificación empleada por Angle (fig. 15) para establecer la relación de los molares constituía el medio de diagnóstico más generalizado en la práctica profesional, por lo tanto los pacientes eran atendidos considerando solo los problemas dentarios, omitiéndose las relaciones que se establecían entre las bases óseas y que también constituían causas frecuentes de maloclusiones.

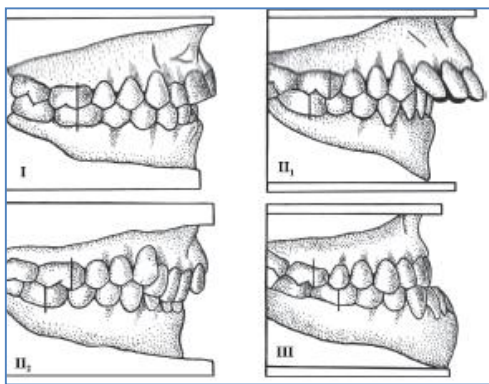


Figura 15: Clasificación de Angle. De acuerdo con la relación de oclusión entre los primeros molares permanentes, E. H. Angle confeccionó en 1887 su clasificación primaria de las maloclusiones; Clase I (neuroclusión), Clase II1 (distocclusión con vestibuloversión anterior), Clase II2 (distocclusión con linguoversión anterior), Clase III (mesiocclusión).

Algunos autores como los doctores B.E. Lischer, Paul W. Simon, Wallace, Campion y Keith, en un intento por resolver esta problemática, sugirieron varios métodos que podían ayudar en la determinación de las relaciones de las bases óseas en los pacientes (Lischer y cols, 1924). Las bases de estas técnicas estuvieron presentes, de una forma u otra, en los futuros análisis cefalométricos.

Lischer sugirió el empleo de la fotografía. Trabajando con el celuloide lograba el trazo del perfil en una plantilla cuadrículada. Estudió el ángulo mandibular notando que en casos de mordida abierta y mesocclusión el ángulo mandibular era marcadamente obtuso y en pacientes con neuroclusión y distocclusión, ángulos próximos a los 90°. El propio Lischer reconoció en 1924 que "el rápido desarrollo de la radiografía nos posibilita la interpretación de una dentición anormal con incrementada precisión. Este avance vino en un momento oportuno cuando existe una tendencia hacia el tratamiento temprano en denticiones mixtas y se requiere de una definición clara en el diagnóstico" (Lischer, 1924).

Wallace, Campion y Keith propusieron el método radioauricular que incluía un grupo de mediciones radiales que se hacían tomando como partida el poro acústico externo hasta el nasion, puente nasal, punta de la nariz, subnasal, punto más anterior del cierre bilabial, y el gnation. Para esto empleaban el radiómetro. Este método en su tiempo fue muy empleado en el diagnóstico facial y de grandes deformaciones mandibulares.

A Paul Simon (Alemania) le corresponde el honor de ser el autor de los sistemas gnatostático y fotostático de diagnóstico (fig. 16), los cuales publicó en el año de 1922. Utilizaba un sistema tridimensional empleando los planos de Frankfurt, el plano sagital y el plano orbitario, que son perpendiculares entre sí. Estos planos constituían su sistema gnatostático. Según el autor el plano orbitario en los casos normales debía pasar por la cúspide del canino superior, cualquiera fuera la edad del paciente (Simon, 1924). Además, en su análisis que era realizado sobre modelos y fotografías que eran orientados según estos planos, tenía en cuenta el ángulo mandibular que lo entendía como indispensable para el diagnóstico.

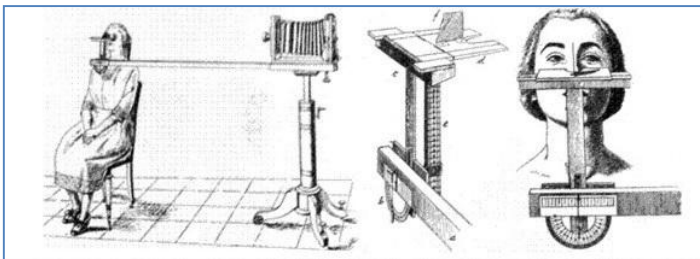


Figura 16: Dibujo del cefalostato de Paul Simon. Primer posicionador de la cabeza en fotografía.

Éste constituyó posiblemente uno de los primeros posicionadores de la cabeza que la orientaba en los tres planos del espacio y los pacientes siempre quedaban a la misma distancia de la cámara fotográfica, ofrecía así una solución anticipada a dos de los problemas que enfrentaría posteriormente la cefalometría en relación con la estandarización de la técnica.

Los estudios de Simon fueron posteriormente refutados por Broadbent, quien demostró, mediante trabajos estadísticos, que el plano orbitario pasa, en el 91 % de los casos, por distal del canino (Broadbent, 1931).

En 1939 Bimler presenta en el 75 mitin de la “Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mundund Kieferheilkunde” el “roentgenphotogram” (fig. 17), consistente en una superposición de imagen radiográfica y fotográfica (Brodie, 1955), que utilizaba para el diagnóstico (Bimler, 1955).



Figura 17: El "roentgenphotogram". Desarrollado por Bimler superponía la imagen radiográfica y fotográfica.

Bimler era propietario de una de las primeras máquinas telerradiográficas en una clínica odontológica (fig. 18), y a él se le atribuye la cruz de orientación para ajustar las telerradiografías siguientes del mismo paciente, además de sus trazados "según la mínima contradicción posible".

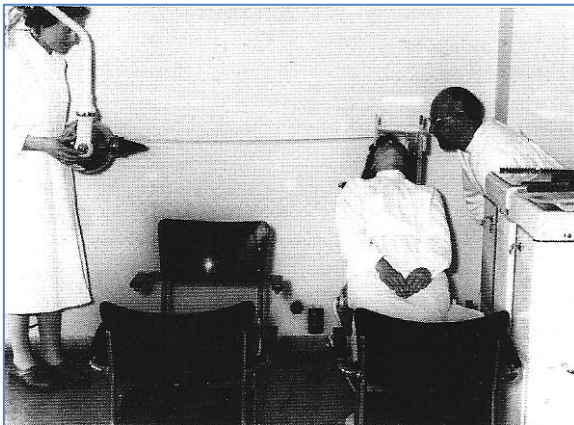


Figura 18: Técnica radiográfica de Bimler. Bimler recostaba a los pacientes para mantenerles inmóviles durante la larga exposición que requerían las radiografías de la época. Insistió en los criterios necesarios para la obtención y evaluación de telerradiografías que en ese momento sólo se utilizaban en EE.UU.

1.3.5. Primeros estudios cefalométricos

En 1921 A. J. Paccini presentó su tesis “Antropometría radiográfica del cráneo”, en la cual se habla por primera vez de la utilidad de este estudio, para el conocimiento del crecimiento humano, su clasificación y sus anomalías. Estableció que la precisión de las medidas obtenidas mediante radiografía sobrepasaba a las realizadas por la antropología común.

Trasladó a la radiografía ciertos puntos antropológicos convencionales, como el gonion, nasion y espina nasal anterior. Y definió otros como el turcicon (centro de la silla turca) y el acustion (el más superior de la proyección del conducto auditivo externo). Utiliza medidas lineales y angulares, así como sus proporciones que toma de la antropología. Todos estos trabajos los realizó sobre la base de la telerradiografía lateral.

Fue el primero en estandarizar las imágenes radiográficas (colocaba a los sujetos a una distancia de 2 metros del tubo de rayos X) y en emplear el término de cefalometría.

Ya en esta época con Paccini queda resuelto un problema en la realización de la telerradiografía con la estandarización del proceder, pero aún quedaba un elemento por vencer, había que homogenizar la posición de la cabeza del paciente en los tres planos del espacio tratando que las estructuras laterales, derecha e izquierda, fuesen coincidentes.

Históricamente la creación del cefalostato (posicionador de la cabeza del paciente que la orienta en los tres planos del espacio de modo que siempre quedan a la misma distancia del foco emisor y de la película radiográfica obteniendo de este modo una imagen repetible) se le atribuye al Dr. B. Holly Broadbent, en el año 1931 (Broadbent, 1931). En 1931, Broadbent publica su trabajo titulándolo "Una nueva técnica de Rayos X y su aplicación en ortodoncia". Mediante un método de superposición de las telerradiografías sobre ciertas líneas básicas, reveló los cambios que suceden en los dientes y en los maxilares durante el tratamiento ortodóncico y estableció el patrón normal de crecimiento. Para poder realizar ese trabajo y estandarizar la toma de telerradiografías diseñó su propio cefalostato (fig. 19).

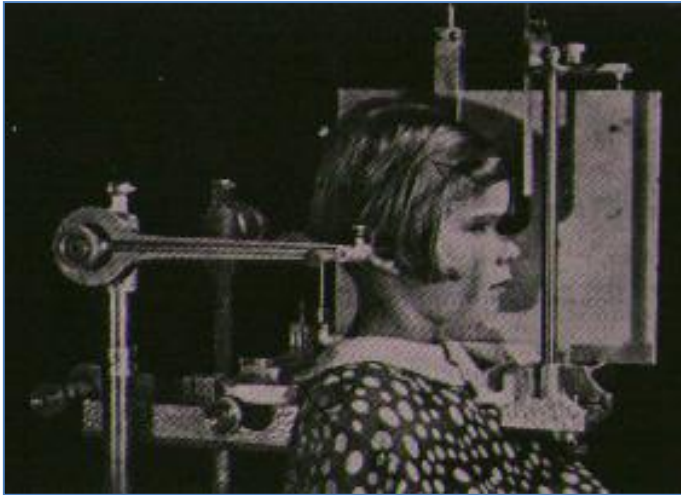


Figura 19: Cefalostato de Broadbent. Posicionador del paciente que permite la repetición de la radiografía obteniendo los mismos resultados.

Con respecto a otros trabajos de la época, demostró que los conductos auriculares no eran tan estables puesto que los mismos, con el crecimiento, se deslazaban hacia abajo y atrás. Observando que la base craneal se fija tempranamente, y desarrollando su cefalograma que surgió inicialmente como un instrumento de investigación en este campo y no con fines diagnósticos.

A partir de estos descubrimientos la cefalometría comienza una carrera vertiginosa con la aparición de numerosos análisis, cada uno más elaborado que el anterior, que aportan por lo general saltos en el desarrollo que nos llevan a los análisis cefalométricos más completos y perfeccionados que usamos en la actualidad (Quintero y cols, 1999).

Ejemplos de diferentes cefalogramas que encontrados en la literatura: 1927, Izard, Francia. 1930, Andresen, Noruega, revisado posteriormente en 1936. 1930, Muzj, Italia, con revisiones ulteriores en 1939, 1951 y 1955. 1931, Herbert Hoffrath, Dusseldorf, Alemania.

Este último publicó un artículo sobre la "Importancia de la telerradiografía para el diagnóstico de las anomalías maxilares". La diferencia entre su trabajo y el de Broadbent consiste en la técnica de la toma de la telerradiografía.

En este año (1931) comienza las mediciones de su cefalograma que culmina y presenta en 1937. Coincidiendo en el tiempo con Herbert Hoffrath.

En 1932, Lucien De Coster, Bélgica, presenta su análisis cefalométrico con revisiones posteriores en 1939, 1951 y 1953. Basándose en los trabajos de Hofrath, realizó un estudio sistemático de la mordida abierta, creando un sistema de coordenadas, llamado método reticular de Coster. Este estudio se basaba en el trazado de líneas coordenadas sobre la telerradiografía del caso estudiado. 1934, Brodie, EE.UU., utilizando el método ideado por Broadbent midió el crecimiento facial. Para ello dividió la cabeza en sus diversos componentes, estudiando cada uno de ellos como una entidad separada, desde el tercer mes de vida extrauterina hasta los 8 años de edad. Esta división comprendió las siguientes áreas: craneal, nasal, maxilar, mandibular y el plano oclusal.

Demostró que el crecimiento en las distintas áreas revelaba un notable grado de paralelismo, es decir una correlación angular constante. El suelo nasal, el plano oclusal y el borde inferior del maxilar, mantienen una relación angular constante con la base del cráneo (Brodie, 1938-1954). Los trabajos de Björk, mostraron la inexactitud de esta afirmación de Brodie (Björk, 1951).

1.3.6 Análisis cefalométricos

En 1936, Schwarz, Austria, presenta su análisis cefalométrico con revisiones posteriores en 1937 y 1955. También en 1936, Korkhaus, Alemania. Este autor antes del advenimiento de la cefalometría daba gran importancia al análisis del perfil para el diagnóstico, modificó luego su criterio dando real valor al estudio de la estructura ósea facial y afirmó que este método era fundamental para determinar las relaciones maxilo-faciales.

Con sus trabajos dio las bases de la cefalometría actual, describiendo ángulos y planos y dando los elementos analíticos que permitían una evaluación sistemática y diagnóstica. Describió la angulación de los dientes con el plano de oclusión, posición relativa del plano oclusal con las bases maxilares, la relación angular de distintos puntos del perfil con el plano horizontal de Frankfurt y la posición de los huesos faciales en relación a la base craneal.

También en la década del 30, aparece el análisis de Hellman. Según C. Barrachina en la obra Ortodoncia clínica y terapéutica de José Antonio Canut, sus clásicas investigaciones en esta década constituyen el antecedente más próximo y directo de la cefalometría actual. Él fue el eslabón científico que incorporó los métodos antropométricos a la Ortodoncia y que sirvió de base para la iniciación de la craneometría radiográfica específicamente orientado a fines ortodóncicos.

En 1946, Charles Tweed, EE.UU., con revisiones posteriores en 1953 y 1954. Con sus discípulos determinó su análisis conforme a la posición basal del incisivo inferior como criterio empleado para decidir las extracciones en sus tratamientos. El mismo se realizó en pacientes tratados sin extracciones, pero a los que se les propuso la extracción. De esta maniobra, Tweed extrajo su análisis cefalométrico.

En 1947, Björk, Suecia, con revisiones posteriores en 1951 (Björk, 1951) y dos en 1953. Concentraba sus estudios en la silla-basion o base anterior del cráneo. También en 1947, Margolis, EE.UU, con revisión en 1953, hizo valiosas aportaciones a la cefalometría por su alto valor de interpretación clínica. En 1943 Margolis determinó cefalométricamente la angulación de los incisivos inferiores al plano mandibular, comprobando que en los casos normales éstos tenían una angulación de 90° con una

variación promedio de 5° (Margolis, 1943). Noyes, Rushing, y Sind corroboran estos descubrimientos. Brodie posteriormente estudió estas angulaciones en las distintas clases de anomalías, sus resultados fueron muy similares a los obtenidos por sus predecesores.

Riedel utilizando el estudio cefalométrico Northwestern, fue el que desarrolló la descripción del perfil utilizando los ángulos SNA y SNB (fig. 20). Este cefalograma fue cuestionado al principio de la década de los cincuenta, por la aplicación clínica comparativa con los modelos de estudio y fotografía (Riedel, 1952; Bimler, 1955).

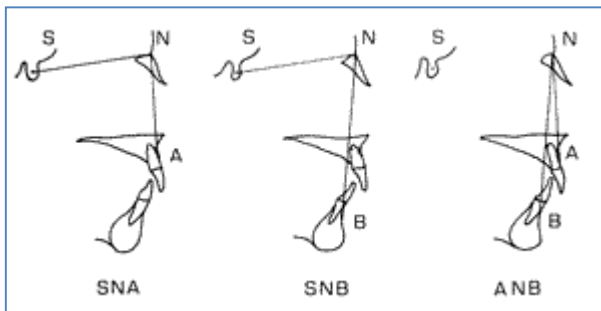


Figura 20: Ángulos SNA, SNB y ANB, empleados en los métodos de Steiner y Northwestern, indica la posición anteroposterior del hueso maxilar y la mandíbula en relación con la parte anterior de la base craneal.

En 1948, Downs, EE.UU, diseñó un método de análisis (fig. 21) con cuyo perfeccionamiento (1952 y 1956) llegó a demostrar su utilidad en el diagnóstico y plan de tratamiento en Ortodoncia, sentando las bases de muchos de los que aparecieron posteriormente. Fue el primer análisis utilizado en el diagnóstico ortodóncico y el que divulgó, posteriormente, la aplicación de las medidas cefalométricas como medio de diagnóstico, además de su utilidad en el estudio del crecimiento y desarrollo craneofacial.

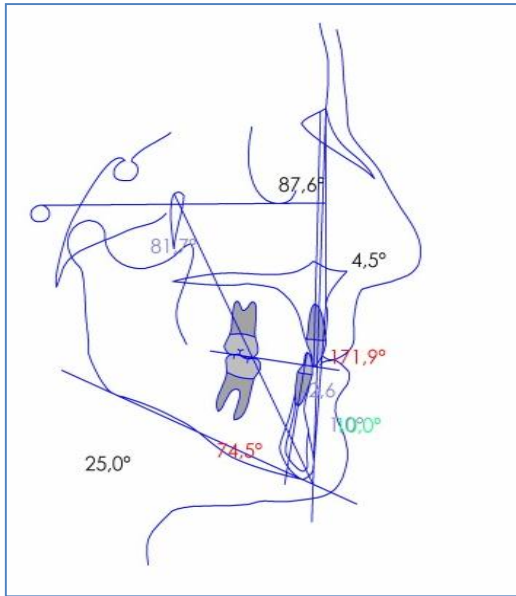


Figura 21: Análisis de Downs. Se considera que este es el primer análisis usado en el diagnóstico ortodóncico. El análisis de W.B. Downs fue desarrollado en la Universidad Illinois en el año de 1948. Se basó en las proporciones faciales y esqueléticas de un grupo de referencia de 20 adolescentes blancos no sometidos a tratamiento y seleccionados por tener una oclusión dental ideal. Fuente: L.D. Pellicer Castillo.

A éste siguieron otros que se fueron popularizando posteriormente. La base de que partió Downs para desarrollar su análisis en la Universidad de Illinois fue la de comparar un individuo con una determinada muestra de población de la misma raza, sexo y edad. Para ello seleccionó 20 individuos caucásicos de 12 a 17 años de edad repartidos en partes iguales en cuanto a sexo, con proporciones craneofaciales normales y con oclusiones ideales (Downs, 1956).

El plano elegido por Downs para determinar la posición mandibular fue el de Frankfurt (Balbach, 1969), a pesar de sus limitaciones, por corresponder al plano de visión del individuo cuando se encuentra en posición de reposo. En su cefalograma se diagnostican anomalías de posición de los maxilares y de los dientes pero no se pueden estudiar anomalías de volumen. Empleaba información de los estudios de Broadbent, Brodie y Björk para seleccionar tratamientos en patrones individuales. Su análisis fue presentado en la Universidad de Illinois en un encuentro de graduados del departamento de Ortodoncia (Downs, 1956).

1.3.6.1 Análisis de Steiner

En 1950, Cecil Steiner, EE.UU. desarrolló su análisis que denominó Spanner analysis y se basó fundamentalmente en los trabajos de Northwestern y Downs para su elaboración. Más tarde (1959) incorporaría algunos elementos de Ricketts y de Holdaway, que completarían su análisis de cara a su aplicación en el diagnóstico

ortodóncico (Steiner, 1959-1960). Steiner elaboró sus medidas iniciales basándose en una actriz de Hollywood. Se ha dicho que Steiner tenía buen ojo: trabajos que han vuelto a calcular sus medidas originales han hecho muy pocos cambios. Su análisis es considerado como el primero en cefalometría en la época moderna, por dos razones:

1. En él se establecen medidas que se pueden relacionar con un patrón facial (tabla 1).
2. Ofrece guías específicas para el plan de tratamiento.

Tabla 1: Campos del Análisis de Steiner, con su norma y su desviación estándar.

Análisis de Steiner			
Medida	<	Media	>
Análisis Esqueletal			
SNA	80	82	84
SNB	78	80	82
ANB	1	3	5
SND	74	76	78
Distancia SE	20	22	24
Distancia SL	49	51	53
Angulo del Plano Oclusal	10	14	18
Angulo del Plano Mandib.	28	32	36
Análisis Dental			
Posición IS	3	4	5
Posición II	3	4	5
Distancia Pg a NaB	3	4	5
Angulo Interincisivo	125	131	137
Angulo IS	20	22	24

Angulo II	23	25	27
Análisis de Tejidos Blandos			
Protrusión Labio Sup.	0	0	0
Protrusión Labio Inf.	0	0	0

Los puntos cefalométricos empleados son:

1. SELLA: (fig. 22) centro geométrico de la silla turca (en el hueso esfenoides).
2. NASION: (fig. 22) punto más anterior de la sutura frontonasal.
3. ORBITALE: (fig. 22) punto más inferior del reborde orbitario.
4. PUNTO A DE DOWNS: (fig. 22) punto más profundo de la concavidad anterior del maxilar
5. PUNTO B DE DOWNS: (fig. 22) punto más profundo de la concavidad anterior de la mandíbula. Ambos puntos estarán influenciados por la posición de los incisivos.
6. PUNTO D: (fig. 22) punto medio de la sínfisis. Se localiza por inspección.
7. GNATION: (fig. 22) punto más anteroinferior de la sínfisis. Se construye con una tangente al borde inferior de la mandíbula y una perpendicular a esta línea que pase por el Pogonion. Donde la bisectriz de estas líneas se cruza con el reborde mandibular es el gnation.
8. POGONION: (fig. 22) punto más anterior de la sínfisis.
9. GONION: (fig. 22) punto más anteroinferior del ángulo goniaco. Se construye con la bisectriz a la tangente al borde posterior y al borde inferior de la mandíbula.

10. PUNTO E: (fig. 22) donde se cruza una perpendicular a SN que pasa por la parte más posterior del cóndilo.
11. PUNTO L: (fig. 22) donde se cruza una perpendicular a SN que pasa por el Pogonion.
12. PUNTOS DE LOS ÁPICES Y LOS BORDES INCISALES: dan el eje axial de los dientes.

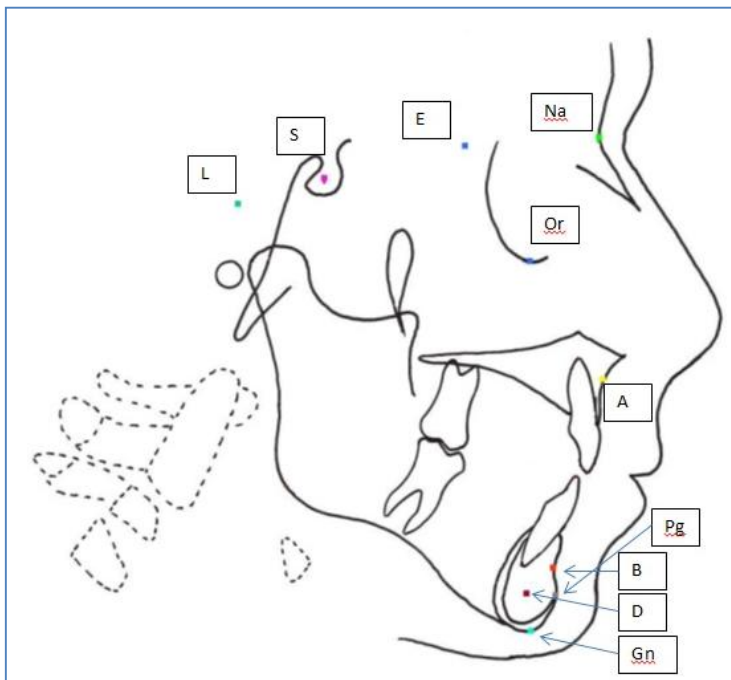


Figura 22: Puntos empleados en el análisis de Steiner.

Los planos empleados en el análisis de Steiner son:

1. LÍNEA SN: (fig. 23) plano de referencia.
2. PLANO OCLUSAL: (fig. 23) máximo entrecruzamiento entre molares e incisivos, o equidistantes entre bordes incisales en mordidas abiertas.
3. PLANO MANDIBULAR: (fig. 23) línea que une el Go y el Gn construidos.
4. EJE XY: (fig. 23) une el punto S con el Gn construido.
5. SNA: (fig. 23) ángulo que determina la posición anteroposterior del maxilar.

6. SNB: (fig. 23) ángulo que determina la posición anteroposterior de la mandíbula.
7. PLANO ESTÉTICO: (fig. 23) línea que une Pg blando con la mitad de la S que forma la nariz.
8. EJE DEL INCISIVO SUPERIOR. (fig. 23)
9. EJE DEL INCISIVO INFERIOR. (fig. 23)

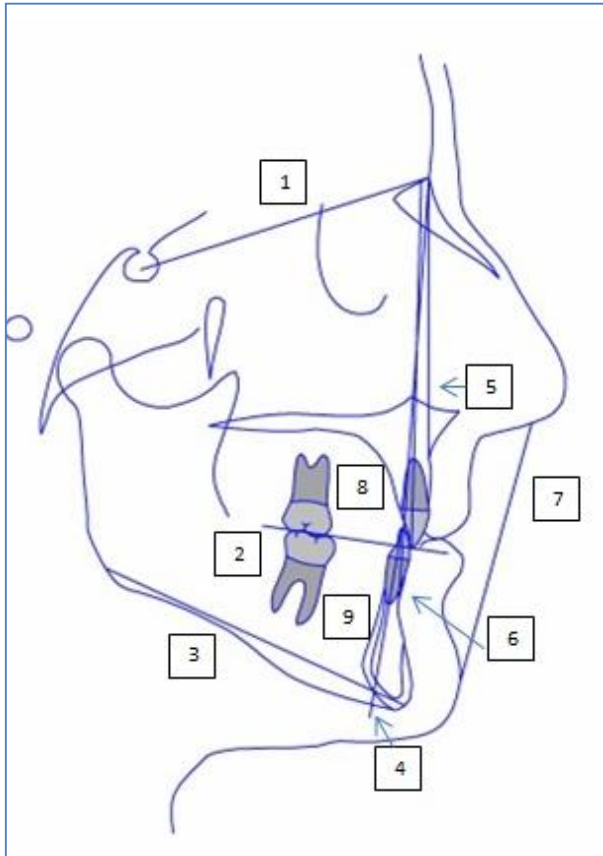


Figura 23: Planos empleados en el análisis de Steiner. 1 línea SN, 2 plano oclusal, 3 plano mandibular, 4 eje XY, 5 SNA, 6 SNB, 7 Plano estético, 8 Eje del incisivo superior, 9 Eje del incisivo inferior. Fuente: L.D. Pellicer Castillo.

1.3.6.2 Análisis de Ricketts

En el año de 1965, Ricketts, EE.UU., a partir de la idea de la posibilidad de predecir el crecimiento y el plan de tratamiento diseña el "Objetivo Visual de Tratamiento" (OVT). Utiliza como base su análisis cefalométrico y las llamadas superposiciones. Aunque se sigue conociendo por OVT, actualmente también se le suele llamar Visual Treatment Objective o VTO, que va a ser la directriz de la mecánica que se utilizará posteriormente en el caso. La denominación de Objetivo Visual del Tratamiento fue dada por Holdaway. Esta herramienta permite al ortodoncista visualizar los cambios que deben producirse y prescribir el tratamiento necesario para lograr que eso suceda (Ricketts, 1960).

Continúan en 1969 Ricketts y cols, diseñando su propio análisis cefalométrico de acuerdo con su filosofía de tratamiento. Su análisis se hace complejo por la utilización de numerosos puntos y de variables cefalométricas, dado que cada medida tiene sus valores obtenidos de la media de un análisis de más de 200.000 individuos. Para ello se sirvió de las computadoras de la época, siendo por tanto, el primer estudio que utiliza un ordenador (Ricketts, 1969).

Los puntos cefalométricos empleados son:

- Puntos craneales anatómicos:

Nasion (N): (fig. 24) Punto más anterior de la sutura frontonasal ubicada sobre el plano sagital medio.

Basion (Ba): (fig. 24) Punto más inferior y anterior del foramen magno, o el punto más posterior e inferior de la apófisis basilar del occipital (base craneana).

Porion (Po.): (fig. 24) Punto más superior del orificio del conducto auditivo externo.

Orbitario (Or.): (fig. 24) Punto más inferior ubicado sobre el borde inferior de la órbita.

Pterigoideo (Pt): (fig. 24) Es el punto de la fosa pterigomaxilar localizado más superior y posteriormente (Intersección de las paredes posterior y superior de la fisura pterigomaxilar). Allí se localiza el agujero redondo mayor.

Pterigoideo de Referencia (Pr): (fig. 24) punto ubicado en la parte más posterior de la curvatura de la fosa pterigomaxilar.

- Puntos maxilares anatómicos:

Espina nasal anterior (ENA): (fig. 24) es un punto ubicado en la parte más anterior del proceso espinoso del maxilar superior sobre el margen inferior de la cavidad nasal.

Espina nasal posterior (ENP): (fig. 24) Es el punto más posterior del contorno lateral de los huesos palatinos.

Punto A: (fig. 24) Punto más profundo de la curva del maxilar entre la espina nasal anterior y el borde del alvéolo dental.

- Puntos mandibulares anatómicos:

Pm (protuberancia menti o suprapogonión): (fig. 24) Punto donde la curvatura del borde anterior de la sínfisis pasa de cóncava a convexa.

Pogonion (Pg): (fig. 24) Punto más anterior de la sínfisis en el plano medio sagital.

Mentoniano (M): (fig. 24) Punto más inferior del contorno de la sínfisis mandibular.

Subgonion (Sg): (fig. 24) punto ubicado en el borde inferior del ángulo mandibular.

- Puntos anatómicos del tejido blando

Pn (Nasal)/Pronasalis: (fig. 24) Punto más anterior del tejido blando de la nariz.

Dt (Mentón)/Propogonion: (fig. 24) Punto más anterior del tejido blando del mentón.

Li (Labio inferior): (fig. 24) Punto más anterior del labio inferior.

Em (Comisura): (fig. 24) Punto donde se encuentran el labio superior e inferior.

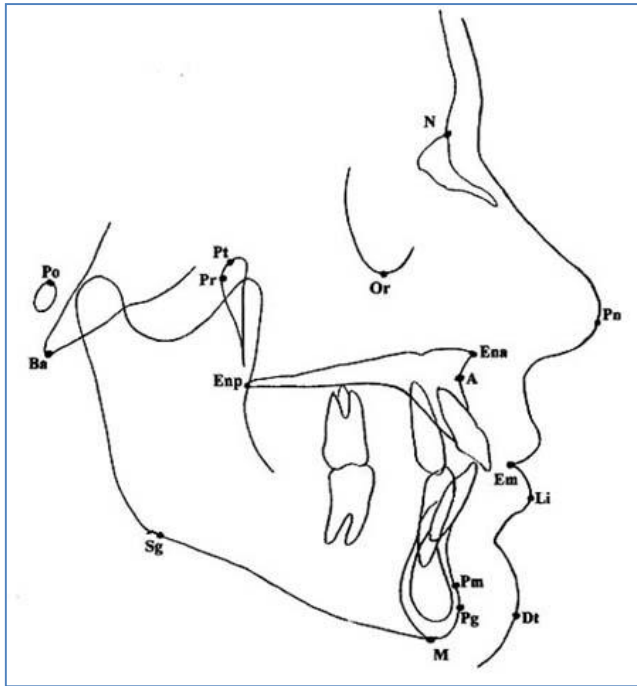


Figura 24: Puntos del análisis de Ricketts sobre estructuras anatómicas.

- Puntos Craneales definidos por planos

Dc: (fig. 25a) Punto ubicado sobre el plano Ba-Na.

Gnation Cefalométrico (Gn): (fig. 25a) Es un punto ubicado en la intersección del plano facial (N-Pg) con el plano mandibular.

Gonion (Go): (fig. 25a) Punto formado por la intersección del plano mandibular con una tangente al borde posterior de la rama.

Cf (Centro Facial): (fig. 25a) Punto ubicado en la intersección del plano de Frankfort (Po-Or) (fig. 25b) y la perpendicular a este que pasa tangente a la pared posterior de la fisura pterigomaxilar, punto Pr, (Línea PtV) (fig. 25b).

Cc (Centro del cráneo): (fig. 25a) Punto cefalométrico formado por la intersección de la línea Ba-N y Pt – Gn (eje facial).

Xi: (Fig. 25c). Es el punto localizado en el centro de la rama ascendente mandibular. Se ubica geoméricamente con respecto al plano de Frankfort y la PtV de acuerdo al siguiente procedimiento: Primero, se trazan planos perpendiculares al FH y PtV que forman un rectángulo. Estos planos deben ser tangentes a los puntos R1 – R2 – R3 y R4 que están ubicados en los bordes anterior, posterior, superior e inferior de la rama, donde se trazan las diagonales del paralelogramo formado y en la intersección de estas diagonales se ubica el punto Xi.

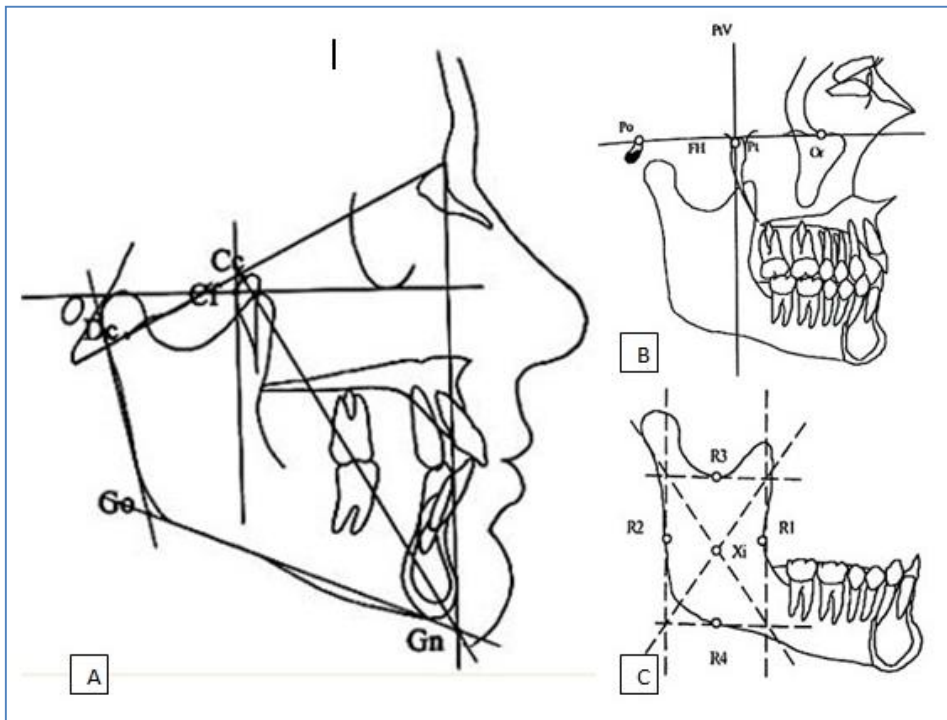


Figura 25: Puntos construidos del Análisis de Ricketts:

A: Dc, Gn, Go, Cf, Cc.

B: Planos necesarios para la ubicación de Cf y su construcción.

C: Construcción del punto Xi.

- Puntos sobre estructuras dentarias.

A1 incisivo: (fig. 26) borde incisal del incisivo superior.

A2 Incisivo: (fig. 26) ápice radicular del incisivo superior.

B1 Incisivo: (fig. 26) borde incisal del incisivo inferior.

B2 Incisivo: (fig. 26) ápice radicular del incisivo inferior.

A6 Molar superior: (fig. 26) punto sobre el plano oclusal determinado por una perpendicular tangente a la cara distal del primer molar superior.

B6 Molar inferior: (fig. 26) punto sobre el plano oclusal determinado por una perpendicular tangente a la cara distal del primer molar inferior.

A3 Canino: (fig. 26) es la punta de la cúspide del canino superior.

B3 Canino: (fig. 26) es la punta de la cúspide del canino inferior.

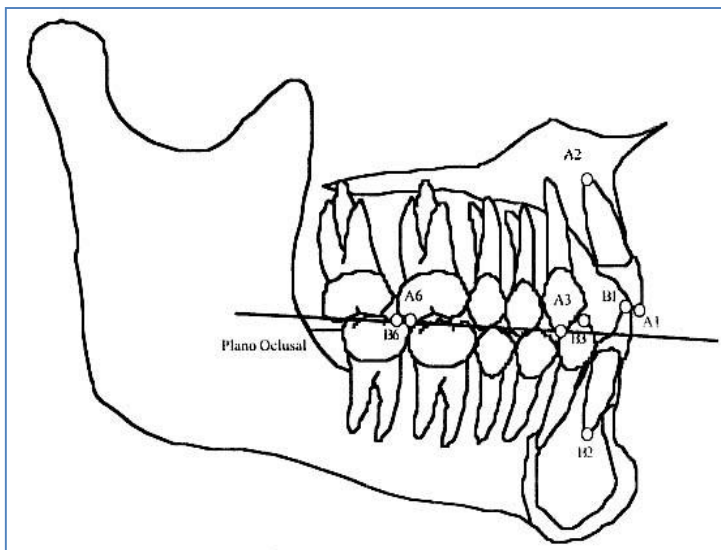


Figura 26: Puntos del análisis de Ricketts sobre estructuras dentarias: A1, A2, B1, B2, A6, B6, A3, B3.

Los planos empleados en el estudio de Ricketts son:

1. El plano oclusal funcional, que por definición necesita de la visualización de todos o algunos dientes del sector lateral. El plano oclusal funcional es la línea que pasa por el punto de contacto interoclusal más distal de los primeros molares y por el punto medio de la sobremordida de los caninos. En ausencia de estos, a través del entrecruzamiento de los premolares; en casos de dentición mixta se deberán tener en cuenta los molares primarios (Fig.27 b).

2. Plano de Frankfort (FH): Se traza desde el punto porion al punto orbitario. Es la línea horizontal básica de referencia en el trazado cefalométrico (Fig.27 c).

3. Vertical pterigoidea (PtV): Se construye trazando una línea perpendicular al plano de Frankfort tangente al borde posterior de la fisura pterigomaxilar (que pase por el punto Pr). La intersección de estos planos (punto Cf) es muy estable, es decir, el cambio en la ubicación de este punto como resultado del crecimiento es mínimo, por consiguiente, los trazados cefalométricos seriados de un paciente pueden superponerse en este punto para obtener un panorama general de su crecimiento (Fig.27 c).

4. Ba – N: Este plano constituyendo el límite entre la cara y el cráneo. Es el mejor plano para evaluar el comportamiento del mentón. Constituye una referencia para el estudio de la posición, rotación y crecimiento mandibular (Fig.27 b).

5. Plano facial: Une el punto N con Pg y debe prolongarse unos milímetros para facilitar su entrecruzamiento con el plano de Frankfort, indica la posición del mentón en sentido sagital. Es de utilidad para definir el biotipo facial (Fig.27 a).

6. Plano Mandibular: se traza desde el punto Sg al punto M. En la unión de su extremo anterior con el plano facial forma el punto Gnación intersección (Fig.27 a).

7. Eje facial: se traza desde el punto Pt al Gn. Describe la dirección de crecimiento del mentón. En la cara promedio, forma un ángulo recto con el plano Ba – N1 (Fig. 27 a).

8. Eje del cuerpo mandibular: Se determina trazando una línea desde Xi al punto Pm. La línea de referencia para evaluar el tamaño y morfología mandibular (Fig.27 a).

9. Eje del Cóndilo (Xi-Dc): se utiliza este plano para describir la morfología de la mandíbula. En relación con el eje del cuerpo de la mandíbula, forman el ángulo de la altura facial inferior (Fig.27 b).

10. Xi - ENA: Une ambos puntos. Con el eje del cuerpo de la mandíbula, forman el ángulo de la altura facial inferior (Fig.27 c).

11. Plano A-Pg: Relaciona las bases dentarias superior e inferior, por lo que se le denomina también, plano de las dentaduras. Constituye la referencia más usada para determinar la posición de los dientes anteriores en sentido sagital (Fig.27 b).

12. Eje del incisivo superior: Une los puntos A1 y A2 y se prolonga hasta el plano de Frankfurt. Describe la inclinación del incisivo superior (Fig.27 a).

13. Eje del incisivo inferior: Une los puntos B1 y B2. Se prolonga al igual que el plano A-Pg más o menos 20 mm por debajo del plano mandibular, y por arriba hasta encontrar al eje del incisivo superior. Estas prolongaciones facilitan también la toma de medidas (Fig.27 a).

14. Plano estético (E): Se traza desde el punto Pn al punto Dt. Describe la armonía estética de los labios en relación a la nariz y el mentón (Fig.27 a).

15. N-A: Se estudia el ángulo que forma esta línea con el plano de Frankfort (Fig.27 b).

16. Cf-N/Cf-A: Se utilizan para determinar la altura maxilar (Fig.27 c).

17. Plano Palatal (ENA-ENP): Se utiliza para medir su inclinación con respecto a Frankfort (Fig.27 b).

18. Cf-Go: Para determinar la altura facial posterior (Fig.27 c).

19. Xi-Cf: Para estudiar la posición de la rama mandibular. Útil en la predicción del patrón de Clase III (Fig.27 c).

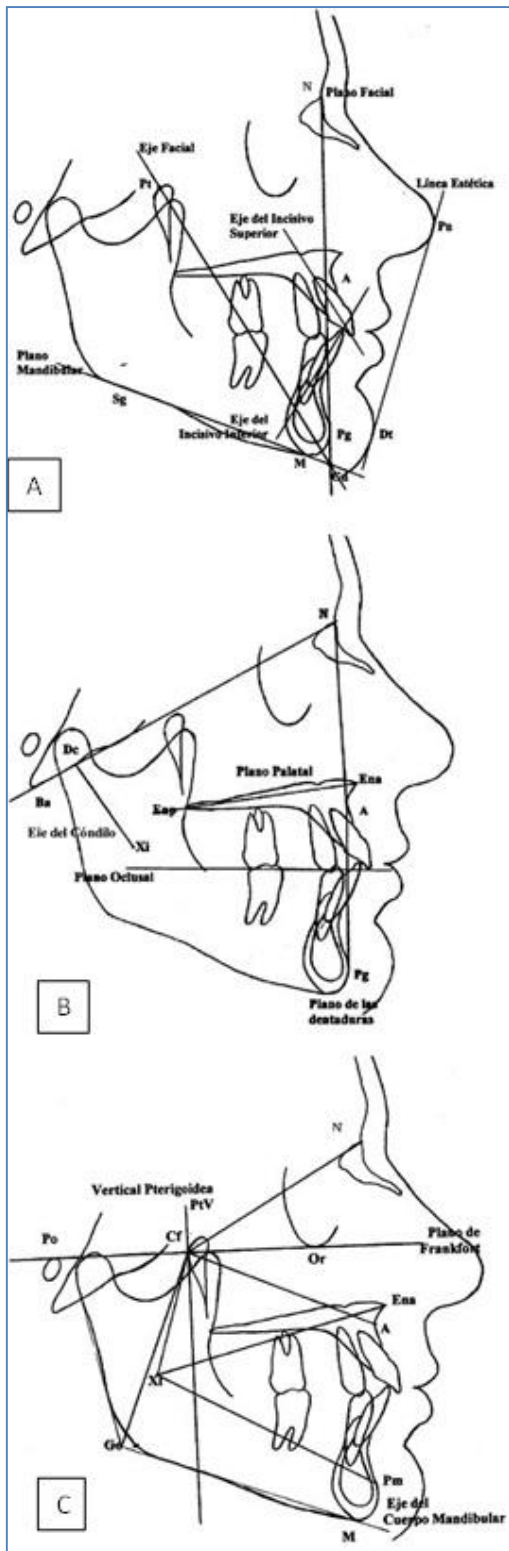


Figura 27: planos del Análisis de Ricketts.

A: plano facial, plano mandibular, eje facial, eje del cuerpo mandibular, eje del incisivo superior, eje del incisivo inferior, plano estético

B: plano oclusal funcional, Ba-N, eje del cóndilo, plano A-Pg, N-A, plano palatal

C: Plano de Frankfort, Vertical pterigoidea, Xi-ENA, Cf-N/Cf-A, Cf-Go, Xi-Cf

Tabla 2: campos del Análisis de Ricketts, con su norma y su desviación estándar.

Análisis de Ricketts			
Medida	<	Media	>
Problema Dentario			
Relación Molar	-6	-3	0
Relación Canina	-5	-2	1
Resalte	0	2,5	5
Sobremordida	0	2,5	5
Extrusión II	-0,8	1,3	3,3
Angulo Interincisivo	126	132	138
Problema Esquelético			
Convexidad	-1,8	0,2	2,2
Altura Facial Inferior	43	47	51
Problema Dento-Esqueletal			
Posición Molar Superior	18	21	24
Protrusión II	-1,3	1	3,3
Protrusión IS	1,2	3,5	5,8
Inclinación II	18	22	26
Inclinación IS	24	28	32
Alteración Plano Oclusal	1,5	4,5	7,5
Inclinación Plano Oclusal	22,5	26,5	30,5
Problema Estético			
Protrusión Labial	-5,8	-3,8	-1,8
Longitud Labio Superior	24,7	26,7	28,7
Comisura Labial a Plano Oclusal	-4,6	-2,6	-0,6

Problema Determinante			
Profundidad Facial	87	90	93
Eje Facial	87	90	93
Cono Facial	64,5	68	71,5
Ángulo Plano Mandibular	19,3	23,3	27,3
Profundidad Maxilar	87	90	93
Altura Maxilar	54,5	57,5	60,5
Inclinación Plano Palatal	-2,5	1	4,5
Estructura Interna			
Deflexión Craneal	25,8	28,8	31,8
Longitud Craneal	59,7	62,2	64,7
Altura Facial Posterior	58,9	62,2	65,5
Posición Rama Ascendente	73	76	79
Localización del Porion	-37,6	-35,4	-33,2
Arco Mandibular	26,5	30,5	34,5
Long. Cuerpo Mandibular	76,7	79,4	82,1

1.3.6.3 Análisis de Björk-Jarabak

Björk, en una serie de trabajos publicados entre los años 1947 y 1963 estudió el comportamiento de las estructuras craneofaciales durante el crecimiento. Sus investigaciones se basan en un estudio de aproximadamente 300 niños de 12 años y de un número aproximado de soldados de 21 a 23 años en los que tomó cerca de 90 mediciones.

Jarabak modificó y adaptó el análisis de Björk (tabla 3), donde demuestra cómo puede ser diseñado un tratamiento, teniendo en cuenta con anticipación los aspectos que influyen en el crecimiento craneofacial.

El análisis de Jarabak es útil para determinar las características del crecimiento en sus aspectos cualitativos y cuantitativos, es decir, dirección y potencial de crecimiento, además contribuye a una mejor definición de la biotipología facial.

El polígono de Jarabak es eficaz para detectar la reacción que tendrán frente a los procedimientos terapéuticos aquellos pacientes pertenecientes a biotipos no muy bien definidos.

Para Jarabak, la base para el diagnóstico es confeccionar las áreas de superposición imprescindible para la planificación del caso y su posterior evaluación, lo que permite obtener una mejor visión del caso con la menor cantidad posible de medidas cefalométricas (Siriwat, 1985).

Los puntos cefalométricos empleados son:

- Na (Nasion): Punto en el límite anterior de la sutura frontonasal (fig. 28a).

- S (silla turca): Centro geométrico de la silla turca (fig. 28a).

- Ar (Articular): Punto donde el borde posterior del cuello del cóndilo intersecta el borde inferior del macizo eseno occipital (fig. 28a).

- Go (Gonion): Intersección de la tangente al borde posterior de la rama y la tangente al borde inferior del cuerpo mandibular (fig. 28a).

- Me (Mentoniano): Punto más inferior de la sínfisis mandibular (fig. 28a).

Los planos empleados en el trazado del polígono de Jarabak son:

- S-Na. Base craneal anterior (fig. 28b).

- S-Ar. Base craneal posterior (fig. 28b).

- Ar-Go. Altura de la rama (fig. 28b).

- Go-Me. Longitud del cuerpo mandibular (fig. 28b).
- Na-Me. Altura facial anterior (fig. 28b).
- S-Go. Altura facial posterior (fig. 28b).
- Go-Na. Divide el ángulo goniaco en dos mitades, una superior y una inferior. (fig. 28b).

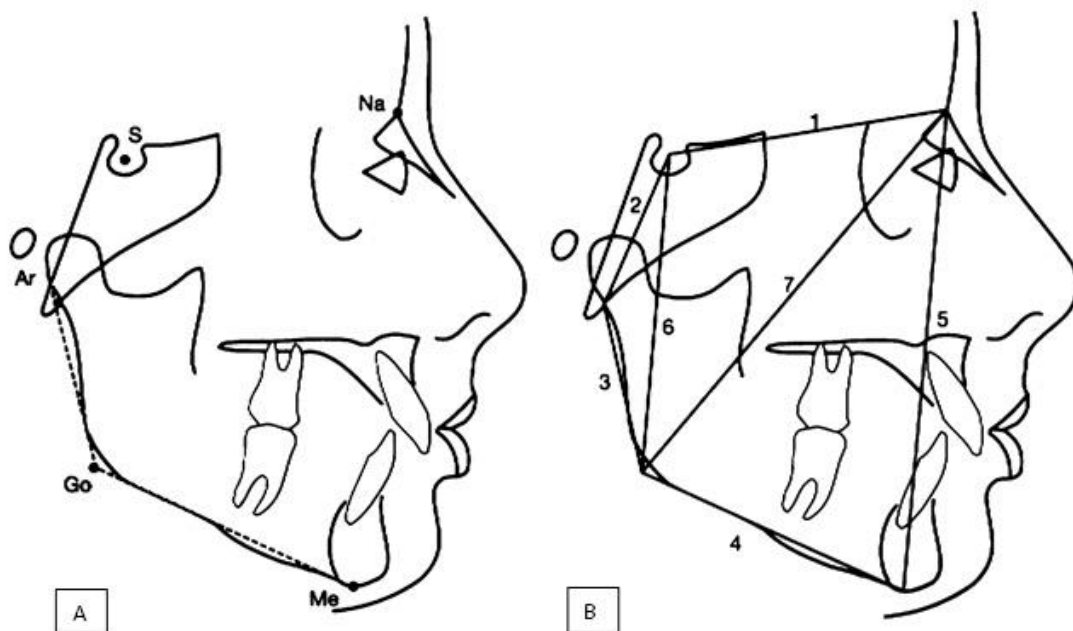


Figura 28: Análisis de Björk-Jarabak, puntos y planos empleados.

A: puntos Na, S, Ar, Go, Me

B: planos 1 (S-Na), 2 (S-Ar), 3 (Ar-Go), 4 (Go-Me), 5 (Na-Me), 6 (S-Go), 7 (Go-Na).

Tabla 3: Campos del Análisis de Björk-Jarabak, con su norma y su desviación estándar.

Análisis de Jarabak			
Medida	<	Media	>
Medidas			
Angulo de la silla	117	122	127
Angulo articular	137	143	149
Angulo goniaco	123	130	137
Suma total 1-2-3	390	396	402
Angulo goniaco superior	52	53,5	55
Angulo goniaco inferior	70	72,5	75
Base craneal posterior	32,6	35,6	38,6
Altura de la rama	45,3	50,3	55,3
Base craneal anterior	74,3	77,3	80,3
Cuerpo mandibular	72,3	77,3	82,3
Altura facial posterior	70	77,5	85
Altura facial anterior	105	112,5	120
A.Fac.Post / A.Fac.Ant	62	63,5	65
B.Cr.Post / Altura Rama	0,5	0,8	1

1.3.7 Informática y cefalometría

Si bien las computadoras surgieron a partir de 1936, y en 1969 se utilizaron sus capacidades de cálculo y procesamiento para el estudio cefalométrico de Ricketts, su elevado coste la aleja su uso fuera de centros de investigación.

Hasta finales de 1977 no se empieza a introducir en los mercados, y su posterior reducción de costes de desarrollo, con la consecuente producción en masa e implantación en los hogares. También fueron diseñadas para ser inmediatamente útiles a los clientes no técnicos, en contraste con las microcomputadoras de la primera generación que vinieron como kits y requirieron a menudo habilidades en electrónica (BeGole, 1980).

El uso del término “computadora personal” murió en gran parte hacia finales de la década (en los EE.UU.) o en los años 90 tempranos (en Europa). Esto se debió a la aparición de la computadora personal compatible de la PC de IBM (International Business Machines, Estados Unidos, Nueva York, Armonk) y a la preferencia consiguiente por el término “PC” antes que “la computadora personal”.

Anunciado en 1983, Microsoft (Microsoft Corporation, Estados Unidos, Washington, Redmond) comercializó por primera vez el entorno operativo denominado Windows en noviembre de 1985 como complemento para MS-DOS, en respuesta al creciente interés del mercado en una interfaz gráfica de usuario. El 24 de agosto de 1995, Microsoft lanzó Windows 95, una versión nueva para los consumidores, facilitando el acceso a la informática y popularizando más aún el sistema PC.

1.3.7.1 Digitalizador

A raíz de los cambios que se dieron en la cartografía del siglo 20 gracias a la introducción y uso de ordenadores, concretamente en el dibujo y desarrollo de dispositivos gráficos, codificando imágenes gráficas digitalmente, se intentó aplicar dichos sistemas a la cefalometría.

La imagen digital con coordenadas cartesianas combinada con los ordenadores, herramientas tan eficaces para codificar, almacenar, analizar y visualizar datos, permite transformar los gráficos en datos numéricos. La manera de que dichos datos se recopilen consiste en una mesa de dibujo con un puntero digital, mientras un digitalizador cartográfico mide la posición y coordenadas del puntero sobre el plano y las registra. El titular de la primera patente para un digitalizador cartográfico es AR Boyle, de la Universidad de Saskatchewan. También existen dispositivos que automáticamente digitaliza la imagen con los registros, haciendo uso de rejilla.

El procesamiento de los datos es realizado por el ordenador a través de cálculos algebraicos entre el registro y el trazado. A partir de aquí se abren las posibilidades, tales como la

recopilación de datos, comparación, interpretación en tiempo récord, cambios en tiempo real, y transmitirlos por internet. La visualización y manipulación se puede hacer en la pantalla, y el operador obtiene simultáneamente los datos numéricos así como la imagen modificada.

1.3.7.2 Programas informáticos de análisis cefalométrico.

El primer software de ayuda al ortodoncista en el diagnóstico y pronóstico fue el J.O.E. (Jiff Orthodontic Evaluation) desarrollado por la Rocky Mountain Orthodontics (RMO, Estados Unidos, Denver) al final de los años 60 (Ricketts, 1969). Estaba constituido por un programa de análisis estático, que permitía el análisis lateral y frontal de Ricketts, Jarabak, Sassouni-Plus, Steiner y Grummons, facilitando su optimización y permitiendo al usuario individualizar su propio análisis.

Ejecutaba superposiciones de trazados cefalométricos de diferentes fases del tratamiento con los planos de Frankfurt en PTV, Nasion- Basion en Nasion, Nasion-Basion en CC, Silla-Nasion en Nasion, Plano palatino en ENA, Cuerpo Axial en PM y Plano Facial en Plano Oclusal.

Usaba una colección de valores cefalométricos considerados como normales para un paciente, de acuerdo con su edad y raza, además de la representación de un ideal normal a través de una telerradiografía lateral. Como complementos, presentaba una regla para medir desvíos en la imagen de la pantalla y permitir comentarios con el paciente sobre las variaciones métricas, además de un compás especial para el cálculo de las proporciones divinas.

El J.O.E, permitía una presentación cefalométrica en norma frontal y lateral, con medidas características cuando eran comparadas con valores normales. Asimismo, tenía un sistema de ayuda al usuario conocido como "help", que aclara cualquier tipo de duda durante la utilización del programa (Richardson, 1981).

1.3.8 Desarrollo histórico de Nemotec.

Nemotec (Software Nemotec SL, España, Madrid), la empresa que desarrolló el software Nemoceph, fue fundada en 1992, por 3 socios. En 1993 lanzan su primer producto: NemoDent, software de gestión de clínica íntegramente desarrollado en plataforma Windows. NemoDent fue el segundo programa en el mundo desarrollado en entorno Windows, Dentrix fue el pionero (BeGole, 1980).

En 1995 se realiza el lanzamiento de VisualDent, primer software del mercado nacional y uno de los primeros a nivel mundial desarrollado para captura, proceso, archivo y comunicación de imágenes digitales mediante la integración de los sensores y cámaras intraorales de la compañía Trophy.

En 1996 Casa Schmidt (Casa Schmidt S.A., España, Madrid) toma un 25% de Nemotec. Lanzamiento de NemoCeph en la Reunión de la Sociedad Española de Ortodoncia (SEDO) de Burgos, primer software para estudios de cefalometría basado en imágenes digitalizadas en entorno Windows desarrollado en Europa. Nemotec se apoya en el distribuidor de Ormco (Especialidades dentales Kalma SA, España, Madrid) para el lanzamiento en el mercado ortodóncico.

En 1998 comienza el proyecto Dental Studio. La facturación de la empresa roza los 500 Millones de pesetas. Con un total de 45 trabajadores comienza la crisis de sobredimensionamiento.

Nemoceph en 1999 se lanza a nivel internacional, el Dr. Roth toma la distribución. Se agudiza la crisis por el sobredimensionamiento de la empresa, disminución de las ventas y la caída de los márgenes en los productos de imaginería. Reducción drástica del número de trabajadores y estrategia de aumento de los mantenimientos.

Se produce la salida del capital de Nemotec de Casa Schmidt en 2001. Visiodent entra en el capital, aumentando el capital de Nemotec en 360.000 €. Se plantea una estrategia de crecimiento, incorporación de la radiología de Visiodent y siguen aumentando los mantenimientos.

En 2002 se produce una reducción de gastos para hacer rentable la compañía. Se lanza al mercado el producto Dental Implants, primer software de planificación de implantes basado en CT del mercado Español cuya competencia era sólo Simplant (Materialise Dental NV, Bélgica, Leuven), hasta 2003, momento en el que Dental Implants es vendido como marca blanca BTIScan a BTI (BTI Biotechnology Institute S.L., España, Vitoria). Continúa la internacionalización de NemoCeph totalmente basado ya en Dental Studio.

En el período de 2004 a 2006 se lanzan actualizaciones de gestión y cefalometría que sigue creciendo en el exterior también pero está limitado por el acuerdo con BTI para lanzar productos en implantología y 3D.

Comienza el proyecto NemoScan en 2007, y se lanza en la expodental de 2008. En septiembre finaliza el acuerdo con BTI y Nemotec decide dirigirse a tres mercados diferentes: Radiología, Ortodoncia e Implantología.

En 2009 lideró el mercado de CBCT en España gracias a la integración del software y comienza el proyecto de Cefalometría y Cirugía Ortognática 3D.

Actualmente, 2010, los programas disponibles para Ortodoncia son: NemoCeph, NemoCast, NemoCeph 3D y Planners.

Nemotec ofrece:

- ❖ Software Implantología
 - NemoScan
 - Nemobridge System digital
 - Radiología digital 3D
 - Planificación de Implantes
 - Colocación de implantes
 - Nemobridge Prótesis
 - Therapeutical
 - Cementada, funcional
 - All-in-one
- ❖ Software de Ortodoncia
 - Nemoceph
 - Nemoceph 3D
 - Nemoceph 3D-OS
 - Nemocast
- ❖ Software de gestión de clínica
 - Nemodent
 - Nemochronos
 - Nemochronos Check In
 - Nemoletters
- ❖ Aparatología
 - Radiografía intraoral-visiografías
 - Radiografía extraoral-Panorámicos
 - Tomografía CBCT 3D
 - Vídeo y fotografía
- ❖ Centros diagnósticos asociados
- ❖ Software para laboratorios dentales
 - Nemolab
- ❖ Creación, diseño y mantenimiento web
 - Nemoweb

1.3.8.1 Evolución del programa Nemoceph

Aunque Nemotec lanza al mercado su primer software dental en 1993, no es hasta 1995 que comienza su andadura en el ámbito de la imagen digital, la radiología digital y su integración como elemento de diagnóstico en las clínicas dentales.

Este primer software de imagen VisualDent, permite la captura, procesamiento, archivo de imágenes y radiografías, también posee las primeras herramientas de comunicación a pacientes. Era la semilla y la base necesaria para dar el salto al futuro software Nemoceph.

El año siguiente, 1996 trajo el lanzamiento de la primera versión de NemoCeph en la reunión de la sociedad española de ortodoncia (SEDO) de Burgos. Pionero en Europa y competencia en aquellos momentos de Quickceph, NemoCeph permitía además de la captura y tratamiento con filtros de las radiografías laterales (Eppley y cols, 1991), la localización de puntos cefalométricos y mediante un básico proceso de calibrado, la obtención de las medidas de los principales métodos cefalométricos tales como Ricketts, Jarabak, Roth, McNamara.

Hasta el año 1999 se van introduciendo nuevos análisis cefalométricos en NemoCeph y se empiezan a implementar los planes de tratamiento VTO, incluyendo las predicciones de crecimiento de Ricketts y la superposición de fotografía/Radiografía que permite las primeras predicciones de los efectos visuales que sobre el paciente tendrán los planes de tratamiento, esto se conoce como "*Morphing*" y es una de las herramientas más valoradas desde entonces en cualquier software de cefalometría (Cousley y cols, 2003).

En este año, se produce un hecho diferenciador para Nemoceph, el Dr. Roth toma la distribución del software para América y comienza una reestructuración del software en temas tan básicos como la creación de series cronológicas de captura, la introducción de un visor de documentos o las comparativas entre dichas series. El Dr. Roth ejerció una enorme influencia en la transición del software a la plataforma NemoStudio, se repitió completamente la gestión de Opciones de Tratamiento y se diseñaron las predicciones de Conversión Cefalométrica (CO/CR) y STO para tratamientos quirúrgicos.

A partir del año 2001 se lanza NemoCeph bajo la plataforma NemoStudio (suite integrada de aplicaciones clínicas). Se comienzan a desarrollar otros módulos ortodóncicos como NemoCast, desarrollado bajo la dirección del Dr. Cervera. NemoCast se convierte en el análisis de modelos digitalizados más desarrollado del mercado (curiosamente mucho más valorado fuera de España que aquí mismo, cabe decir que como el reconocimiento al propio Dr. Cervera).

Hacia el año 2005/2006, se desarrolla aprovechando la gran implantación en Portugal el Análisis Geométrico diseñado por el Dr. Carlos Silva (Barreto, 2006). Este análisis tiene un gran éxito en el mercado debido a su sencillez y claridad visual en la representación del diagnóstico y objetivos ideales de tratamiento (fig. 29).

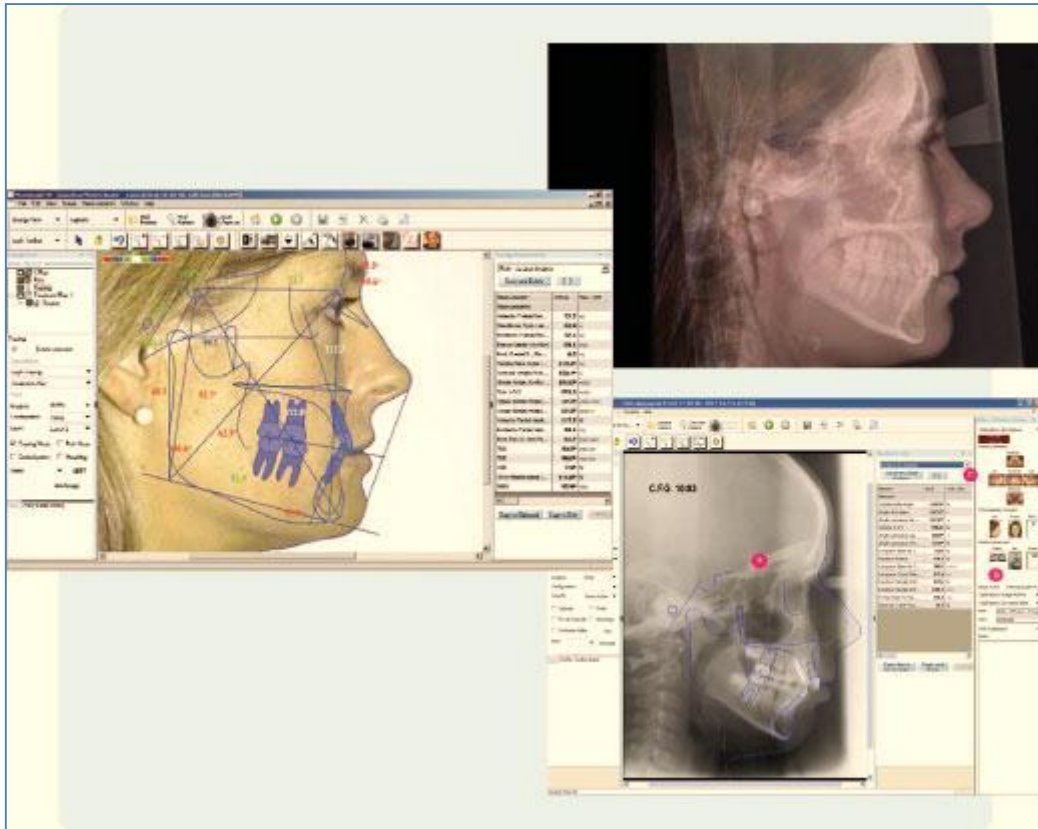


Figura 29: Ejemplo de visualizaciones en el programa Nemoceph. Herramienta de superposición de radiografía/fotografía, visualización del trazado, registro de serie completa de imágenes y fotografías del paciente.

Nemoceph en esos momentos es ya un software reconocido mundialmente y adelanta a Quickceph (Quick Ceph Systems, Estados Unidos, California, San Diego) que fue el primero en aplicar las curvas de bezier y está en claro retroceso, es por tanto uno de los dos software líderes en el mercado mundial junto a Dolphin (Dolphin Imaging & Management Solutions, Estados Unidos, California, Woodland Hills).

A partir del año 2008 se lanzan al mercado los productos 3D de ortodoncia. NemoCeph 3D se ha convertido en el software de referencia en el campo del diagnóstico tridimensional basado en CBCT. Como elemento diferenciador cabe destacar que es posible realizar el marcado de puntos cefalométricos no solo en el volumen 3D como el resto de competidores sino que permite la localización de dichas puntos y estructuras céfalo métricas tanto en los cortes sagital/axial/coronal como en radiografías generadas desde el propio CBCT.

En el año 2010 se produjo el lanzamiento de los nuevos módulos de Nemotec en el ámbito de la ortodoncia, NemoCast 3D (análisis de modelos) y Nemoceph 3D OS (Orthognatic Surgery).

Sobre NemoCeph 3D OS cabe mencionar que permite la simulación virtual de las cirugías ortognáticas mandibulares y maxilares, no solo por ser un nuevo elemento de diagnóstico y visualización de las cirugías sino que tiene como objetivo permitir la fabricación de las guías quirúrgicas a través de su propio sistema CAD-CAM digital.

1.3.9 Desarrollo histórico de Infomed.

Infomed (Infomed servicios informáticos SL, Barcelona, España) es una empresa que surge como consultora para informatización de la administración y gestión de empresas y organismos colectivos, compraventa, distribución, conservación, y mantenimiento de aparatos auxiliares de informática. Empresarialmente nació en 1989 con una plantilla de 7 profesionales dedicados a la programación de software de gestión clínica. Actualmente, cuenta con un equipo que ronda las 150 personas entre su sede central y la red de delegados repartidos por 23 delegaciones en España. Su software se encuentra en más de 6000 centros sanitarios del país. Además cuenta con presencia internacional en 16 países.

Infomed ofrece software adecuado a cada área asistencial, desde pequeños consultorios a grandes clínicas o centros médicos multiespecialidad. Su intención es integrar la gestión diaria de cualquier centro médico y presentar un manejo sencillo e intuitivo. La usabilidad y potencia son características que presentan a sus posibles consumidores.

Las cifras que presenta al público en su página web son de una inversión anual de 200.000 euros en I+D+i, colaboración con más de 60 colegios profesionales y sociedades científicas de médicos y odontólogos. Entre sus clientes anunciados se encuentran desde Adeslas, Asisa, Mapfre, Sanitas, clínica Ruber, Hospital la Zarzuela, Hospital universitario 12 de Octubre, hasta las universidades Complutense de Madrid, de Murcia, Oviedo, Zaragoza y Barcelona.

Su oferta o catálogo de productos a fecha del presente trabajo:

- ❖ Software médico:
 - gestión de centros sanitarios. NovaClinicEvo consulta médica, centro médico, grandes clínicas y multicentro.
 - Captación, tratamiento y presentación de imágenes. Gesimag.
 - Software de comunicación para dispositivos móviles. Clinipad mobile.
- ❖ Software dental:
 - Gestión de clínica dental. GesdenEvo easy, profesional, grandes clínicas, multicentro.
 - Captación, tratamiento y presentación de imágenes. Gesimag. Permite la captación desde un dispositivo especializado, tipo radiología digital, cámaras y escáneres, y se integra con Gesden.
 - Análisis cefalométrico. Ortomed. Permite el análisis cefalométrico y crear fichas de seguimiento de los casos.
 - Software de comunicación para dispositivos móviles. Clinipad mobile.

- Educación al paciente. Didactic. Software para la presentación de casos a los pacientes mediante animaciones en 3D de alta definición.
- Simulación y planificación quirúrgica de implantes. Gesimplant
- ❖ Software de gestión de laboratorios de prótesis dental. Novalab easy o profesional.

Infomed colabora con los colegios de odontólogos regionales y el Consejo general de odontólogos y estomatólogos de España con el plan PINO (Plan de informatización nacional para odontoestomatólogos), ofreciendo sus productos a través del plan avanza2 y entidades bancarias como el banco Santander. Dicho plan avanza, ha supuesto la dedicación de más de 5000 millones de euros entre 2005 y 2008 por parte del Ministerio de Industria, Turismo y Comercio, a través de la Secretaría de Estado de Telecomunicaciones y para la Sociedad de la Información, y de 3800 millones de euros adicionales por parte de las Comunidades Autónomas, entidades locales, instituciones públicas y privadas y el propio sector empresarial. Su objetivo es impulsar el sector de las tecnologías de la información y comunicación, que como sector estratégico, se convierta en motor e impulso del desarrollo de otros sectores.

Infomed es el principal precursor de la red RIDO. Una plataforma online que tiene como objetivo la comunicación e intercambio de información entre miembros del sector dental, a través de servicios relacionados con las tecnologías de la información, que cumplan las leyes de protección de datos. RIDO es una iniciativa institucional promovida por los Colegios Oficiales y el Consejo General a la que se han adherido numerosas Sociedades Científicas. El coste del certificado digital o firma electrónica de todos los odontólogos colegiados de España lo ha asumido la Organización Colegial. El coste del desarrollo tecnológico, toda la infraestructura informática en hardware y software y la estructura en comunicaciones seguras de alta velocidad ha sido asumido por la compañía INFOMED. Tanto el certificado digital como el uso institucional de la plataforma RIDO son sin coste para el colegiado. Algunos de los servicios no institucionales de RIDO tienen un coste reducido en función de su uso por parte de la clínica dental que los solicite.

A finales de 2011, contrajo un acuerdo de colaboración con la plataforma web DENTARED, para que sus clientes puedan tener acceso gratuito a todos los contenidos (vídeos, artículos, casos clínicos...) con carácter formativo y poder establecer contacto con otros compañeros a través de esta red social profesional.

Por último, en abril del 2012, Henry Schein (Henry Schein Inc., Melville, Nueva York, Estados Unidos), anuncia que Infomed, pasa a formar parte de la compañía y ofrecerá su software de gestión para el sector dental en España. Se une por tanto al grupo de tecnología global y servicios de valor-añadido de Henry Schein, que ya dispone de los programas de gestión Dentrrix, Exact y Natura. Henry Schein es una empresa especializada la provisión de productos y servicios para profesionales del sector dental, médico y veterinario, así como laboratorios dentales, gobierno, clínicas institucionales y centros de atención alternativos. Nace hace 80 años y actualmente emplea a casi 15000 miembros, provee a 775.000 clientes, dispone de una selección de más de 90.000 productos nacionales y marca propia en stock, así como de más de 100.000 productos disponibles bajo pedido. Esta incorporación se hace en base a su intención de ofrecer a sus clientes soluciones tecnológicas para la gestión de consultorios, para el comercio electrónico, y servicios financieros.

1.3.10 Historia de Dolphin

Dolphin (Dolphin Imaging & Management Solutions, Estados Unidos, California, Woodland Hills) es un software modular y escalable, que permite el análisis, diagnóstico y gestión del tratamiento ortodóncico. Se integra con las unidades de radiodiagnóstico, CBCT, soluciones telefónicas y de web en los sistemas operativos Windows y Mac OS.

Tiene una gran presencia académica en Norte América, según el propio fabricante, el 97% de las escuelas de ortodoncia, el 50% de los programas de cirugía maxilofacial y el 25% de formaciones odontopediátricas lo utilizan.

En 1985 el Dr. Marc Lemchen conceptualiza el futuro de la radiología dental mientras atiende al encuentro anual de la asociación americana de ortodoncistas (AAO) en Chicago. Comparte su visión con su colega Gary Engel, y en un año implementan los planes para investigar su sistema de imagen sin radiación. El aporte de capital inversor permite a Dolphin crear una sede física en el sur de California en 1988, en conjunto con un grupo asesor formado por el Dr. Jack Gorman, Dr. Wick Alexander, Dr. Duane Grummons, Dr. Tony Gianeli, Dr. Ram Nanda, Dr. Rick Jacobson y el Dr. Spiro Chaconas (Chaconas, 1990a y b). La compañía lleva a cabo investigación y desarrollo en distintas instituciones académicas, incluida la universidad de California, Los Ángeles.

El producto inaugural de Dolphin es el Digigraph, sistema por ultrasonidos que obtiene imágenes de estudio y mediciones, sin radiación. El equipo lo llama DigiGraph® y su debut se produce en el encuentro anual de la asociación americana de ortodoncistas (AAO) de en Anaheim, California en 1989. Poco después, se convierte en portada de la revista Journal of clinical Orthodontics (JCO) en el número de Junio.



Figura 30: Chester Wang, director de Dolphin Imaging & Management Solutions, posando en la Universidad de Washington en 2010 junto al único DigiGraph que existe en la actualidad. Fuente: revista Journal of clinical Orthodontics (JCO).

Pese a la gran expectación que generó Dolphin Imaging & Management Solutions con su DigiGraph Workstation, en 1995 la compañía redirige el objetivo, realizando un software de trazado digital, integrándolo con cámaras digitales y con los sistemas más populares de gestión clínica. Hasta 1999, Dolphin se instala en Australia, seguido de Reino Unido y el resto de Europa.

Son diversos trabajos que analizan la fiabilidad del sistema ultrasónico, considerándolo válido para aplicación clínica (Dolls y cols, 2001), mientras que se generalizó la idea de que no era tan fiable como los estudios cefalométricos con radiografía (Tsang y cols, 1999). Pese a las bondades del sistema, nula radiación, rapidez del estudio, y fácil comunicación con el paciente, el mercado no lo aceptó y actualmente Dolphin no ha renovado su posesión de la marca Digigraph. El peso de los estudios no parece ser el responsable, puesto que se puso en tela de juicio la estadística empleada como medio para comparar instrumentos de estudio radiográfico con limitada reproducibilidad (Krummenauer, 2003).

Las alianzas con el Dres. Arnett y McLaughlin fueron las más representativas de una serie de colaboraciones entre 2000 y 2002 que ayudaron a construir unas herramientas de diagnóstico y tratamiento más comprensivas para el usuario base. Un ejemplo fue módulo de simulación de tratamiento. El software de estudio cefalométrico que existe en la actualidad ha comenzado a

tomar forma, y en 2002 con Todd Blankenbecler en la compañía se lanza su software de gestión clínica, con sistemas sencillos de escaneado y características sobre seguridad.

En 2004 se integra la comunicación entre sistemas, utilizando el servicio AnywhereDolphin.com, se provee de un sistema seguro en línea que permite obtener y compartir por internet los datos en cualquier lugar del mundo. Utilizando las fuentes de imagen en 3D como el CBCT, MRI, la tomografía digital espiral o las cámaras faciales de alta definición, Dolphin desarrolla un módulo para su software cefalométrico que permite estudios sencillos para el clínico en tres dimensiones.

Durante el encuentro de Dolphin en Destin, Florida, se da una gran importancia a la comunicación con el paciente, y se presenta un software de presentación de casos con gráficos de alta calidad para explicar el tratamiento ortodóncico y temas relacionados con cirugía, uso de dispositivos y aparataje, así como cuidados en casa e higiene. Su biblioteca de archivos se actualiza por internet automáticamente.

Por último, en 2009 Dolphin Imaging & Management Solutions es adquirido por Patterson Dental (Patterson companies Inc, Saint Paul, Minnesota, EEUU) distribuidor de productos sanitarios para el mercado dental, veterinario y de rehabilitación. La compañía americana nace en 1877 distribuyendo medicinas, extractos, cepillos, perfumes y jabones, y en la actualidad facturó 1000 millones de dólares en el año 2000.

En la actualidad los productos que ofrece Dolphin son:

- ❖ Software de estudio:
 - Imaging plus: módulo de gestión de imágenes del paciente
 - Ceph Tracing: módulo de trazado de radiografías, o estudio en 3D con software opcional.
 - Treatment Simulation: Simulación del tratamiento
- ❖ Letter system: Generación de cartas al paciente
- ❖ Implanner: Software de planificación de tratamientos implantológico.
- ❖ Software de gestión.
 - Dolphin management
- ❖ Software de comunicación y educación del paciente: Aquarium 2
- ❖ Software de acceso a datos confidenciales: La plataforma AnywhereDolphin.com permite el acceso tanto del doctor como del paciente.
- ❖ Software especializado en metodologías concretas: Legends Series.
 - McLaughlin dental VTO
 - Roncone Modules
 - Charlene White's Systematic Office Solutions
 - Zuelke Financial Expert

1.4. Técnicas cefalométricas actuales.

La Cefalometría radiográfica es una herramienta fundamental en el diagnóstico ortodóncico, con grandes repercusiones en el tratamiento y pronóstico. Hace posible el hallazgo y análisis de las discrepancias dentales y óseas, así como el desarrollo de objetivos visuales del tratamiento (Mills, 1970; Vig y cols, 1990).

El término Cefalometría, del griego “Kephale” cabeza y “metron” medida, es el conjunto de procedimientos seguidos para la medición de la cabeza, la descripción y cuantificación de las estructuras involucradas en la maloclusión (huesos, dientes y tejidos blandos). En una verdadera acepción comprende la craneometría (del griego “Knanion” cabeza y “metron” medida) y la medida de la cara.

La Cefalometría es una herramienta utilizada en la odontología forense, en Prótesis, en la Cirugía Ortognática y en Ortodoncia. En estas dos últimas especialidades mantiene en la actualidad una vigencia absoluta como uno de los medios de diagnósticos más importantes. Se han desarrollado en los últimos sesenta años cientos de análisis cefalométricos para los estudios de crecimiento y desarrollo, determinación de las relaciones intermaxilares, entre los tejidos blandos y el perfil óseo, entre los dientes y sus bases óseas, en el diagnóstico estético, en la predicción de los objetivos visuales de tratamiento, entre otros.

1.4.1. Consideraciones técnicas de la radiografía cefalométrica.

La aparatología en radiografía cefalométrica consiste en una fuente de rayos X (fig. 30) colocada a una distancia fija de un dispositivo que sostiene la película radiográfica y mantiene en posición la cabeza del paciente. Las radiografías estándar de perfil y de frente se toman habitualmente con el paciente en oclusión céntrica. Con el mismo aparato de radiografía cefalométrica pueden tomarse placas estandarizadas repetidas de un individuo. La estandarización es necesaria para el estudio del crecimiento y para controlar el progreso del tratamiento (Yoon y cols, 2002). El aparato radiográfico, para considerarse válido para cefalometría, debe disponer de un cefalostato o soporte de la cabeza, una fuente de rayos X a una distancia concreta, y un soporte de chasis. Los cefalostatos son de dos tipos.

El método de broadbent-bolton. Utiliza dos fuentes y dos soporte de película de modo que el sujeto no necesite ser movido entre las exposiciones lateral y posteroanterior. Esto hace que los estudios tridimensionales basados en dos imágenes (frontal y lateral) sean lo más exacto posible pero excluye las proyecciones oblicuas.

El método de Higley. Usado en la mayoría de los cefalostatos modernos utiliza una fuente de rayos X y un soporte para la película radiográfica con un cefalostato capaz de ser rotado.

La fuente de rayos X se coloca lo más lejos posible del paciente en la práctica (entre 1.5 y 1.8 metros) para reducir el agrandamiento o distorsión de las estructuras de la cabeza. La película se ubica lo más cerca posible del paciente, para incluir las cabezas más grandes y reducir la distorsión también. El paciente se mantiene inmóvil con un sostén de cabeza o cefalostato que orienta el plano horizontal de Frankfort (porion-orbital) paralelo al suelo. Esto se logra colocando las olivas de las orejas derecha e izquierda del soporte en los orificios auditivos externos y relacionando el orbital con el sostén de la cabeza. El haz central de rayos X pasa a través de los botones de las orejas derecha e izquierda. Por esta razón, las estructuras faciales bilaterales de los lados derecho e izquierdo del plano mesosagital no se superponen perfectamente. La asimetría entre los dos lados de la cara aumenta las discrepancias (Malkoc y cols, 2005).

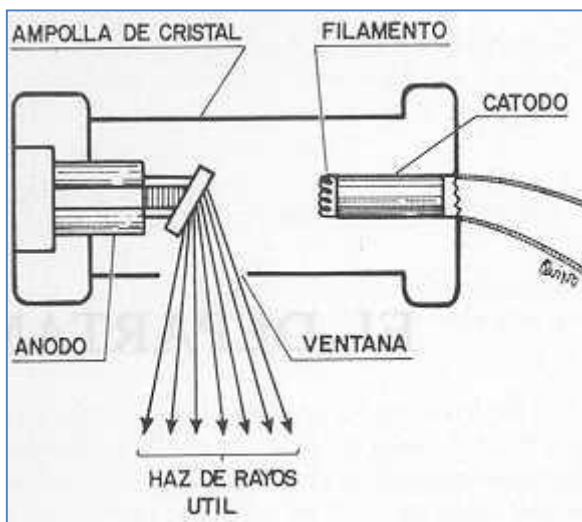


Figura 31: diagrama de un Tubo de rayos X: El tubo de rayos X es básicamente un vidrio (una ampolla de cristal) conteniendo en su interior, al vacío, un electrodo negativo llamado cátodo, y uno positivo llamado ánodo. En el cátodo hay un filamento (generalmente un alambre de tungsteno) que emite electrones cuando se calienta, los cuales son enfocados para chocar contra el ánodo en una zona llamada foco. De esta zona surge el haz de rayos X (radiación incidente), que se dirige al objeto en estudio (el cuerpo humano en nuestro caso), y éste absorbe una cantidad de rayos X, y otra cantidad lo atraviesa. Esta cantidad de rayos que atraviesa al objeto se puede visualizar como imagen permanente en una placa radiográfica, o bien como imagen transitoria en una pantalla fluoroscópica.

La proyección del cráneo para el estudio puede ser de tres tipos.

- Proyección lateral, donde el plano mesosagital de la cabeza del sujeto se ubica convencionalmente a un metro y medio desde el blanco del tubo de rayos con el lado derecho del sujeto hacia la película. El rayo central radiográfico debe coincidir con el eje transmeatal, fácilmente identificable por las varillas auriculares del cefalostato. Bajo la mayoría de las circunstancias, la distancia del plano mesosagital a la película se mantiene constante, usualmente a 18 cm. Esta distancia puede variar de un aparato a otro, pero debe seguir siendo ideal para cada paciente cada vez que se toma una radiografía. Con el método de broadbent-bolton, esta distancia varía según el sujeto. La cabeza del paciente se posiciona con el plano de Frankfort paralelo al piso y los dientes del sujeto juntos en su posición oclusal usual y los labios se dejan relajados.

- La proyección posteroanterior. La cabeza es rotada en 90 grados de modo que el rayo central sea perpendicular al eje transmeatal. Es crucial que el plano de Frankfort sea exactamente horizontal, porque cuando se inclina la cabeza, todos los desplazamientos verticales medidas se alteran.

- Las proyecciones oblicuas, derechas e izquierdas a 45° con respecto a la proyección lateral, donde el rayo central entra por detrás de una rama para evitar la superposición de las mitades de la mandíbula. El plano de Frankfort debe permanecer horizontal; cualquier inclinación alterará las medidas. El cefalograma oblicuo es particularmente útil en pacientes con dentición mixta pero raramente se prescribe.

El foco emisor es el área de la que parte la radiación. La penumbra es la sombra secundaria proyectada por una estructura radiada sobre la película, que hace que los bordes de una imagen se vean borrosos. La penumbra aumenta a medida que aumentan las distancias foco emisor y tubo-sujeto-película (Björk, 1962).

Un ánodo rotatorio permite el uso de niveles más altos de energía con un foco emisor pequeño. Un colimador variable de luz blanca permite el enfoque preciso del haz de rayos X en la zona de la cara.

Una rejilla o grilla, compuesta por una serie de tiras delgada de plomo, se coloca entre el paciente y la película. Ésta absorbe la radiación secundaria y reduce de esa forma las imperfecciones de la imagen causadas por la radiación secundaria.

La película radiográfica, utilizada en los sistemas analógicos, hereda su estructura de la fotografía. Esta estructura consta de diferentes capas, cada una con diferente función. En la zona central, y como soporte del resto de capas, se emplea poliéster de unos 0,2 mm de espesor, transparente o coloreado de azul. Sobre éste, se coloca a ambos lados una capa adhesiva extremadamente delgada formada por plástico y gelatina, que fija la emulsión sensible a la luz sobre la capa de poliéster. Estas capas de emulsión son altamente sensibles, de grano grueso y ricas en contraste; contienen principalmente más gelatina y haluro de plata. En las películas

odontológicas, que se utilizan sin hojas o pantallas de refuerzo, el contenido en plata es significativamente más alto, para mejorar la absorción de los rayos. Puesto que al atravesar la capa de emulsión, es relativamente poca la energía que se hace fotoquímicamente activa, las películas muy sensibles son emulsionadas, es decir, cubiertas con una capa por ambos lados, con lo que se dobla el oscurecimiento logrado. Con ello se mejoran también el contraste y la posibilidad de reconocimiento de detalles. Las últimas dos capas de las siete capas que componen la película radiográfica, tienen función protectora y se sitúan sobre las capas sensibles a la luz. Consisten en gelatina muy endurecida (Kato y cols, 1975).

Las pantallas de intensificación dentro del cartucho de la película permiten la exposición de ésta con menor radiación. Un blindaje de aluminio ajustable se coloca entre la fuente de rayos X y el perfil del paciente, para reducir la exposición de los tejidos blandos a la radiación. De esta manera, el perfil de los tejidos blandos puede observarse y estudiarse en la misma placa radiográfica.

Para proteger al paciente de la radiación innecesaria, se usa un blindaje de plomo y el colimador variable se ajusta para que las estructuras de la porción inferior del cuello no sean incluidas en el haz de radiación primaria.

1.4.1.1 Radiografía digital

A raíz de la mejora de los medios informáticos, surge la investigación de la captación de imágenes, visionado y almacenaje en ordenador como sustituto de los métodos analógicos (Lazzerini y cols, 1996). Existen dos métodos esencialmente para obtener una imagen radiográfica digital: La obtención de una imagen radiográfica digital puede ser a su vez directa o indirecta, la diferencia entre ambas consiste en que la imagen radiográfica indirecta se obtiene mediante el escaneo o la captura fotográfica de la imagen de una placa radiográfica, convirtiendo de esta manera una imagen analógica en una imagen digital, mientras que la radiografía digital directa se obtiene mediante la captura digital de la imagen para convertir los rayos-x directamente a señales electrónicas. Como no se usa luz en la conversión, el perfil de la señal y resolución son altamente precisas emitiendo una calidad de imagen excelente.

1.4.1.1.1. Radiografía digital directa

La radiografía digital directa sustituye la película convencional por un captador electrónico. Utilizando un sensor especializado que transforma la radiación recibida en señales eléctricas, que a su vez son interpretadas por los sistemas informáticos.

El detector más ampliamente utilizado en radiología médica digital es el fósforo fotoestimulable (FFS), también conocido como fósforo de almacenamiento. Los FFS, que tienen mecanismos de

absorción de los rayos X similares a los de los fósforos utilizados en las pantallas intensificadoras, suelen ser de la familia de fluorhaluros de bario. Se diferencian de los fósforos de las pantallas intensificadoras en que su señal óptica útil no deriva de la luz emitida como respuesta a la radiación X incidente, sino más bien de la emisión subsecuente, cuando los electrones resultan liberados de trampas en el fósforo. La interacción inicial entre los fotones de rayos X y los cristales de FFS excita los electrones del fósforo. Aunque algunos de estos electrones producen luz de la forma habitual, una proporción significativa queda atrapada dentro del fósforo. Cuando éste es subsecuentemente estimulado por irradiación con un láser de rubí en la unidad de lectura, se liberan los electrones atrapados, lo que origina la emisión de luz de una longitud de onda más corta, en la región azul del espectro. A este proceso se le denomina luminiscencia fotoestimulada. La luz azul emitida, cuya intensidad es proporcional a la cantidad de rayos X absorbida por el fósforo, es detectada por un tubo fotomultiplicador, y la salida del fósforo es digitalizada para formar la imagen.

Otro tipo de detector es el CCD. Un CCD consta de un chip de silicona pura con un área activa que ha sido dividida según una disposición bidimensional de elementos denominados píxeles (picture elements; cuadro de elementos). Cuando la energía electromagnética en el rango de la luz visible emitida por una pantalla intensificadora o los rayos X interaccionan con los píxeles de un CCD, se crea una carga eléctrica que los píxeles son capaces de almacenar de forma muy similar a un condensador eléctrico. La carga total desarrollada y almacenada por un píxel es proporcional a la energía de la luz o de los rayos X incidente en el mismo. Tras la exposición del CCD a la radiación, las cargas almacenadas por píxeles individuales son retiradas electrónicamente de forma secuencial, creándose una señal analógica de salida cuyo voltaje es proporcional a la carga de cada uno de los píxeles de la sucesión.

Tanto los detectores FFS como los CCD descritos anteriormente se han incorporado a los sistemas disponibles en la actualidad por los profesionales dentales para obtener radiografías intraorales, panorámicas y cefalométricas (Araki y cols, 2000).

Como todos los sistemas están basados en la informática, presentan cierta similitud. Todos pueden, finalmente, acoplarse a sistemas de registro electrónico de forma que todos los datos de los pacientes pueden almacenarse en la misma memoria del ordenador, de fácil accesibilidad, y presentarse o transmitirse. Todos ellos tienen la posibilidad de un rango de manipulaciones de imagen, incluyendo el realce de la densidad y del contraste, la ampliación y las mediciones de distancias y ángulos. Cualquier ventaja o desventaja percibida en un sistema respecto a otro (FFS versus CCD) está relacionada directamente con el detector.

Los detectores CCD disponen, en general, de una menor superficie activa que la de los detectores FFS, la cual se aproxima al tamaño de una película intraoral. El CCD requiere una conexión de cable directa con el ordenador, mientras que los FFS son independientes de la unidad de lectura. Ello significa que el ordenador del sistema basado en el CCD debe encontrarse relativamente cercano al paciente cuando se realice la exposición, y no puede servir para más de una sala sin desplazar físicamente el equipo. Una única unidad de lectura FFS de localización central puede dar servicio al departamento dental por completo. Sin embargo, la conexión directa del sistema CCD con el ordenador permite presentar las imágenes de forma casi

instantánea, mientras que los sistemas FFS requieren unos 25 segundos para completar la lectura y poder presentar la imagen.

El rango dinámico de los sistemas FFS es mucho más amplio que el de la película radiográfica, lo que otorga a este sistema una laxitud de exposición mucho más amplia. El rango de latitud logrado por los sistemas FFS es en parte el resultado de una operación de preescaneado que sirve como control automático de la ganancia. La significación práctica de este procedimiento es que las imágenes que resultaron subexpuestas o sobreexpuestas son mostradas finalmente con igual densidad, como imágenes correctamente expuestas. Por esta capacidad, sólo en raras ocasiones se hace preciso repetir imágenes por una técnica de exposición incorrecta. Al contrario que los sistemas FFS, el rango dinámico de los CCD es menor que el de la película radiográfica. Ello significa en la práctica que el rango de exposiciones sobre el cual responden los sistemas de CCD con imágenes en el rango de densidad diagnóstica útil es menor que el de los sistemas de FFS y el de la película radiográfica. La mayor latitud lograda por los sistemas de FFS también permite la adquisición de imágenes con menor exposición a la radiación que con los sistemas de CCD.

La evidencia actual sugiere que los sistemas digitales obtienen resultados parecidos a los de la película radiográfica para la detección de lesiones óseas periodontales y caries dentales. Además, la rápida adquisición de las imágenes y la reducción de la exposición a la radiación por imagen, suponen ventajas para la obtención de imágenes durante el curso de un tratamiento endodóncico. Se están desarrollando continuamente nuevas tecnologías para mejorar la calidad y adecuación de las imágenes digitales directas. Una de estas tecnologías utiliza selenio amorfo como detector. La primera aplicación clínica de estos detectores fue la xerorradiografía (Zocchi, 1982), una técnica en la cual se leía la imagen latente cargada en la superficie de una lámina de selenio amorfo para crear una imagen tintada, de forma muy similar a la realización de una fotocopia. Esta tecnología de obtención de imágenes se empleó en mamografía y durante un tiempo corto en radiología intraoral, pero ya no es viable, no por el selenio amorfo, sino por la lectura con cartucho de tinta. La tecnología actual utiliza una fina capa de selenio amorfo situada sobre un soporte de aluminio. Se consigue que el selenio sea sensible a los rayos X cargando su superficie con un alto potencial. Cuando los rayos X chocan con la superficie cargada, se crean pares de electrón hueco en el selenio, y los electrones liberados migran a la superficie, dando como resultado una carga de imagen latente. Se pasa entonces el detector bajo un dispositivo de medidores electrónicos, que escanean la imagen y la leen en un ordenador. Hasta la fecha, este sistema de detectores sólo se ha utilizado en radiología torácica, pero esta tecnología podría adaptarse para su utilización en radiología bucal.

1.4.1.2 Componentes de los estudios cefalométricos

Para la interpretación de una placa cefalométrica se necesitan conocimientos de anatomía craneofacial. Las estructuras están superpuestas y en una placa radiográfica bidimensional a menudo es difícil observarlas. Asimismo la mera identificación de las estructuras anatómicas es

sólo el comienzo del diagnóstico en el tratamiento ortodóncico, es necesario el desarrollo jerarquizado del estudio para la correcta comprensión, valoración de la radiografía, poder prever el desarrollo y así elaborar un plan de tratamiento con unas bases y criterios diagnósticos. El orden en un estudio cefalométrico es:

- Puntos de referencia anatómicos: trazado de las estructuras anatómicas

- Puntos de referencia cefalométricos

- Ángulos y distancias cefalométricas

- Uso de las normas cefalométricas: Valoración de los resultados

[1.4.1.2.1 Puntos de referencia anatómicos](#)

Las estructuras esqueléticas (fig. 31) se identifican con más facilidad en niños que en adultos, porque la densidad del hueso de éstos oculta los detalles. Deben reconocerse las estructuras de los tejidos blandos (fig. 31), como las paredes de la faringe, los tejidos blandos, como las paredes de la faringe, los tejidos adenoides y la lengua (Bergman, 1999).

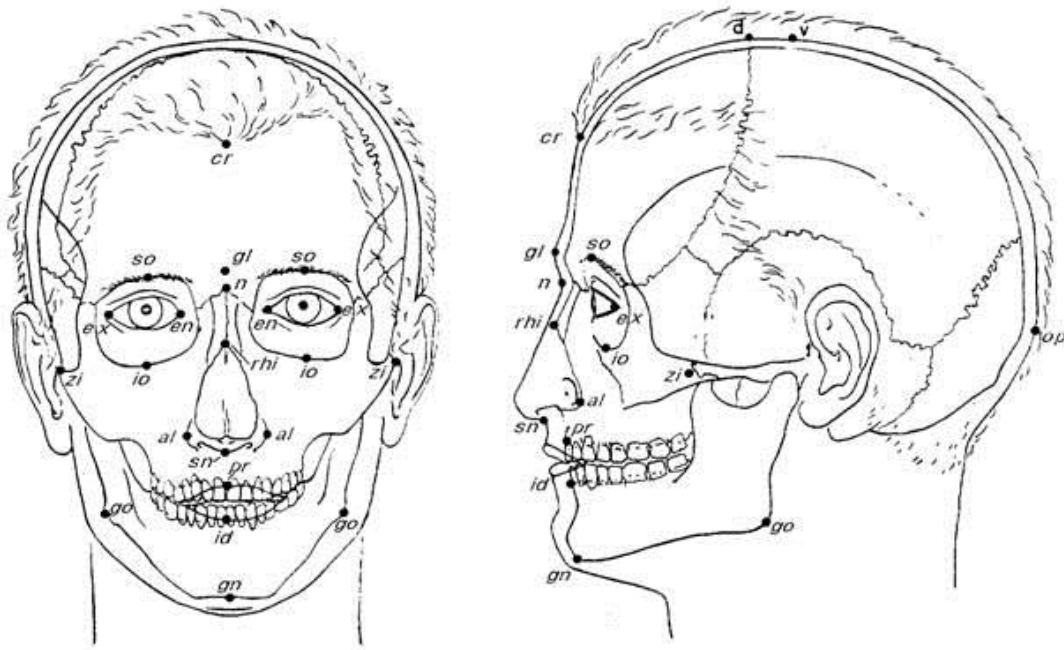


Figura 32: Puntos de referencia anatómicos, tanto sobre estructuras esqueléticas como en tejidos blandos.

1.4.1.2.2 Puntos de referencia cefalométricos

Según el estudio empleado, se escogen unos puntos de referencia (fig. 31) y relaciones más pertinentes para el diagnóstico y el tratamiento, que se localizan en su mayoría sobre estructuras anatómicas, pero no es extraño usar puntos que son construcciones para las que son necesarias otros puntos, o que son el centro geométrico de una estructura.

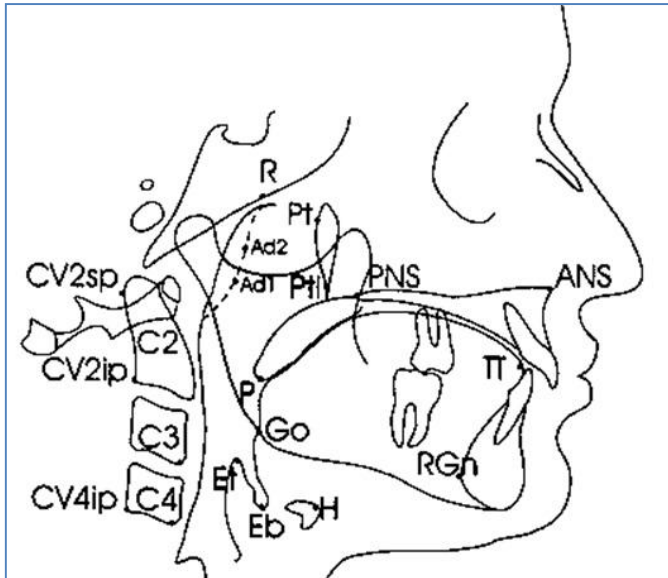


Figura 33: Ejemplo de Puntos de referencia cefalométricos, escogidos para el estudio de la estructura o malformación que se desee estudiar.

1.4.1.2.3. Ángulos y distancias cefalométricas

La unión o utilización de los puntos de referencia, conforma una serie de ángulos y distancias (fig. 34) que otorgan medidas esqueléticas, de tejidos blandos o dentales que permiten evaluar las relaciones de dichas estructuras.

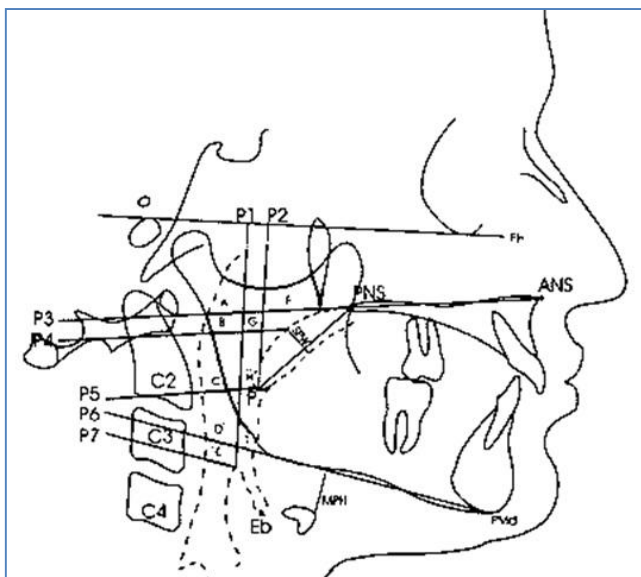


Figura 34: ejemplo de ángulos y distancias cefalométricas utilizadas para evaluar las estructuras implicadas.

1.4.1.2.4. Normas cefalométricas

La normalidad de un paciente se evalúa relacionando las medidas angulares y de distancia, obtenidas anteriormente, con los valores cefalométricos normativos obtenidos por el investigador que desarrolló el estudio cefalométrico y que suelen ser obtenidos en una muestra de personas normales similares (Obloj y cols, 2008). El paciente debe pertenecer a la misma población de la cual se tomó la muestra normativa (Tabla 1, 2 y 3).

1.4.2. Técnicas de trazado cefalométrico.

Varían en función de su formato, analógico o digital.

1.4.2.1 Técnica del calco y trazado cefalométrico.

Es la técnica convencional (fig. 35), que se ha estado utilizando para los estudios cefalométricos, sin apenas evolución y con variaciones mínimas (Damstra y cols, 2010).

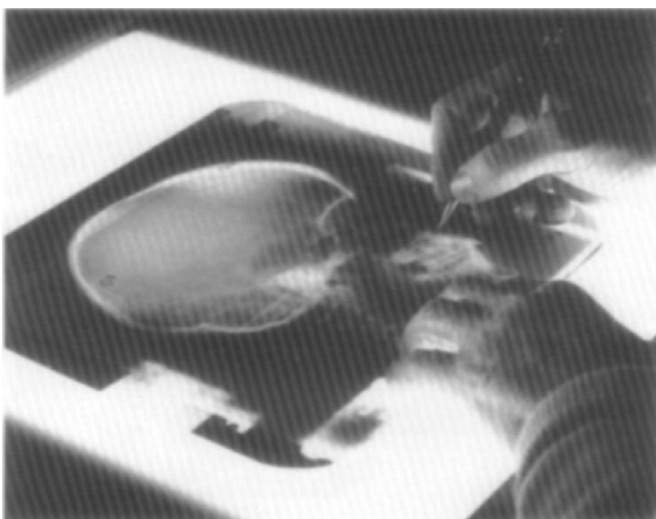


Figura 35: Trazado convencional

1.4.2.1.1 Materiales necesarios

El instrumental que requiere el estudio cefalométrico con trazado manual es:

- 1- Radiografía: Película radiográfica o radiografía impresa a tamaño natural (fig. 35c).
- 2- Negatoscopio, preferiblemente con reóstato para regular su intensidad (fig. 35d). De luz fría en los casos de película radiográfica (para evitar su deformación por el calor).
- 3- Instrumentos de trazado: lápiz y goma de borrar, rotuladores de punta fina (fig. 35e).
- 4- Film de poliéster, lámina de acetato o papel vegetal de buena transparencia (fig. 35b).
- 5- Sistema que permita fijar la radiografía y el film de calco: Cinta adhesiva o cualquier pinza.
- 6- Regla (preferiblemente usando la plantilla de Ricketts o del estudio que se vaya a realizar), compás o porta ángulos (fig. 35a).

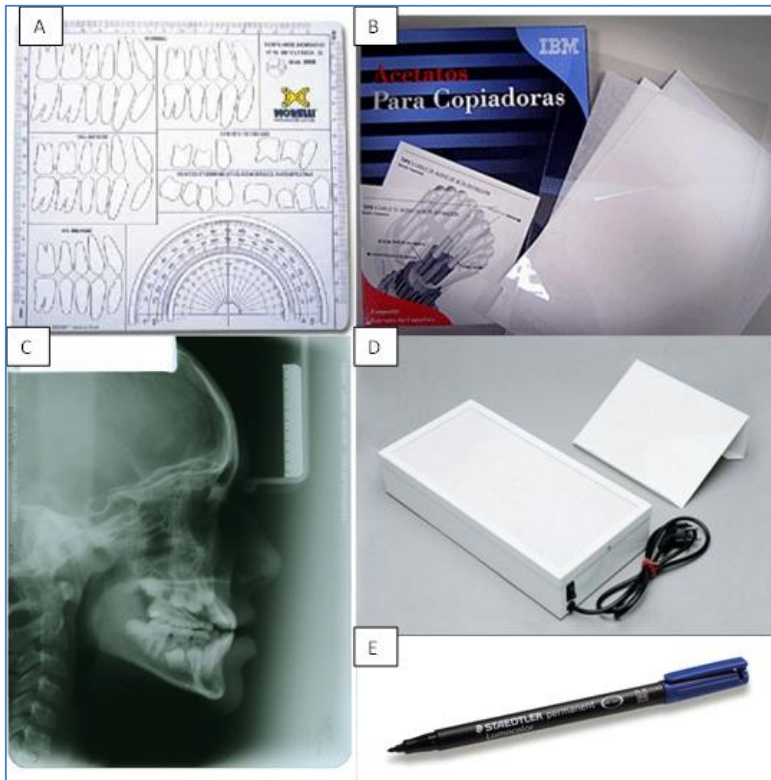


Figura 36: Materiales necesarios en el trazado convencional.

a: Plantilla de Ricketts.

b: Papel de acetato que permita un realizar el trazado de la radiografía con la adecuada transparencia.

c: Telerradiografía.

d Negatoscopio.

e. Rotulador de punta fina.

1.4.2.1.2. Desarrollo

Comenzar con una inspección general de la radiografía e identificar los puntos que se deben dibujar, ayudará al trazado y nos permite saber si la radiografía es válida para el diagnóstico ortodóncico.

La telerradiografía lateral se coloca sobre el negatoscopio con el perfil orientado hacia la derecha (fig. 37). Si fuese una radiografía frontal se colocaría de manera que los lados derecho e izquierdo del paciente coincidan con los del operador.



Figura 37: Colocación de la radiografía sobre el negatoscopio, y film transparente, así como su correcta orientación.

Se orienta la radiografía utilizando el plano de Frankfort, de modo que quede paralelo a uno de los bordes del papel de calco, y perpendicular al otro. Una incorrecta orientación del plano de Frankfort en la radiografía puede dificultar la correcta evaluación del perfil. El calco se debe fijar a la radiografía para evitar el basculamiento (fig. 36), pero permitiendo el movimiento de bisagra puesto que será levantado durante las maniobras de calco con el propósito de observar directamente la placa. La radiografía no se debe fijar al negatoscopio.

El uso del reóstato del negatoscopio controla el flujo lumínico a través de la película, y en su ausencia, tapar con cartulina negra las áreas luminosas, u observar con un solo ojo a través de un cilindro sobre la zona a detallar, son técnicas útiles para visualizar las estructuras más complejas (Moyers, 1979).

Trazar el perfil del tejido blando, el cráneo externo y las vértebras cervicales. Trazado de la base craneal, el reborde interno del cráneo, el seno frontal, el porion. El maxilar y las fisuras pterigomaxilares son entonces trazados. El suelo nasal se traza junto con las espinas nasales anterior y posterior. Luego se traza el primer molar y el incisivo maxilar que esté situado más anteriormente (incluyendo su raíz).

Por último, se traza la mandíbula, incluyendo la sínfisis, el borde inferior de la mandíbula, los cóndilos y los procesos coronoides. El primer molar y el incisivo situado más anteriormente incluyendo su raíz deben ser trazados.

Ser sistemáticos, tanto en la preparación del material de trabajo, valoración de la radiografía y seguimiento de la secuencia lógica nos permite ser eficaces y ahorrar tiempo. Como procedimiento estandarizado y de reconocimiento global está el método propuesto por Ricketts para el trazado de su cefalometría.

1.4.2.1.2.1 Procedimiento de Ricketts:

Trazado de los tejidos blandos (Bergman, 1999), comenzando desde el seno frontal y hasta debajo del área del mentón. Corregir la deformación creada por los cefalostatos con apoyo nasal (que comprimen los tejidos blandos de la nariz). Trazado del contorno palpebral, la curvatura de la pupila y del ala de la nariz. Finalmente la lengua, paladar blando y faringe.

Trazado de los tejidos duros, las estructuras deben ser trazadas de forma continua, formando un todo, sin interrupciones o marcas (Brodie, 1954).

Comenzamos por los huesos nasales y el frontal, la unión de ambos en la sutura frontonasal, localizamos el punto Nasion en el vértice de la v (fig. 38).

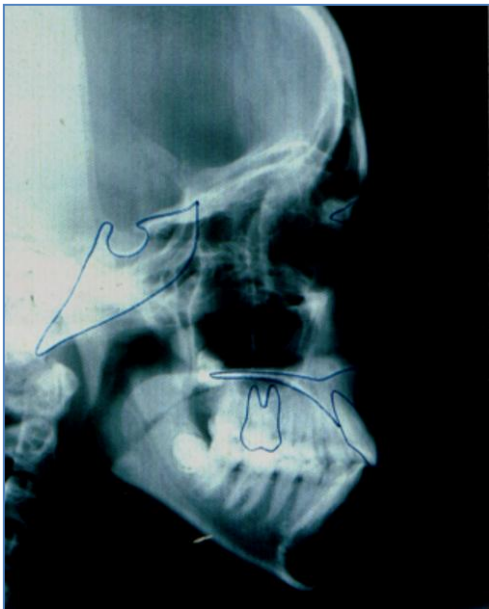


Figura 38 trazado de estructuras del cráneo: silla turca, frontal, huesos nasales, maxilar superior y dientes superiores.

Fosa pterigomaxilar, es una imagen radiolúcida de contornos radiopacos bien definidos, como una gota invertida en cuyo borde superior y posterior se ubica el agujero redondo mayor (Fig. 38).

El maxilar superior se dibuja en todo su contorno, determinando con exactitud la espina nasal anterior y el borde anterior de este hueso, su pared alveolar, que ubica el punto A. Es una zona con gran dificultad por la superposición del tejido celular subcutáneo de la mejilla (Fig. 37).

Las cavidades orbitarias se trazan, usando una forma promediada cuando no existe una superposición perfecta de ambas, algo lógico y habitual dado el fenómeno de magnificación de las estructuras alejadas de la placa. En su borde inferior se ubica el punto infraorbitario (fig. 39).

La mandíbula, generalmente su contorno es fácil de visualizar, si bien se usa una forma promediada al igual que la anterior. Su mayor dificultad se presenta en la cabeza del cóndilo (Cook y cols, 1988), por la superposición con la zona petrosa del hueso temporal (Fig. 39).

Para la escotadura sigmoidea y apófisis coronoides, se facilita su trazado después de haber identificado la estructura de la fosa pterigomaxilar (fig. 38).



Figura 39: trazado de estructuras del cráneo. Conducto auditivo externo, cavidad glenoidea, cóndilo del temporal y fosa pterigomaxilar.

Cuerpo del esfenoides, donde identificamos la silla turca y el punto Basion. Se calca todo el cuerpo, relacionando su borde inferior con la fosa pterigomaxilar.

Conducto auditivo externo, estructura doble, en la zona temporal, presenta una forma ovalada con una inclinación de su diámetro mayor en 45° , ubicaremos en su borde superior el punto porion (Melsen, 1974). Al no ser rectilíneo, se ve radiolúcido en su parte posteroinferior, en forma de media luna. Se ubica por detrás del cóndilo mandibular y ambos bordes a la misma

altura. Con respecto al conducto auditivo interno, delante y debajo del mismo. Y por último, usando Basion y la apófisis odontoides, el conducto auditivo externo se ubica en la misma línea vertical que pasa por ambas estructuras (Fig. 39).

Dientes superiores e inferiores: Incisivos y molares, su trazado se realiza con la plantilla, por estética y facilitar la construcción del VTO (fig. 38 y 40). Cuando no coincide en forma y tamaño, en los incisivos se utilizan los bordes incisales y dirección del eje mayor del diente, y en los molares las superficies oclusales y eje mayor del diente. Finalización del trazado (fig. 40)



Figura 40: trazado de estructuras de la mandíbula. Mandíbula y dientes inferiores.

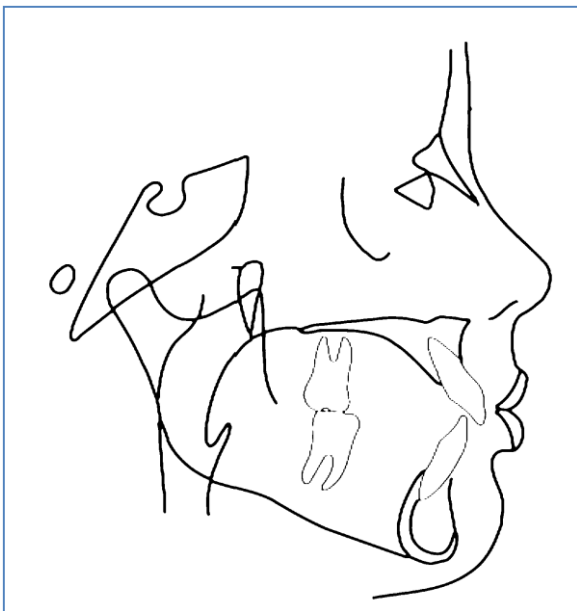


Figura 41 resultado de un trazado convencional sobre telerradiografía, siguiendo la técnica de Ricketts.

1.4.2.2 Técnica del trazado digital

En las últimas dos décadas hemos presenciado el desarrollo de varios sistemas para la codificación asistida de datos en la computadora a partir de cefalogramas laterales para el uso en la investigación craneofacial y planificación del tratamiento clínico.

El proceso de un trazado digital sería:

- 1- Obtención de la imagen.

- 2- Trazado digital: Procesado de la imagen de forma activa por el profesional, y obtención de los resultados en forma de valores cefalométricos en los diferentes estudios (Grau y cols, 2001; Halazonetis, 1994).

1.4.2.2.1. Obtención de la imagen: La imagen digital

Los sistemas informáticos de análisis cefalométrico utilizan los archivos de imagen informatizada (Gotfredsen y cols, 1999). Una imagen digital es una matriz de las porciones o elementos de imagen cuadrados conocidos como píxeles que se exhiben sobre pantalla plana o una CRT (*Cathode Ray Tube*) y constituyen la zona de la imagen (Graham y cols, 2005). La zona de la imagen en un monitor está formada por píxeles dispuestos en una serie de líneas horizontales llamadas "líneas entramadas".

La significación de los píxeles y de su acumulación se considera en la resolución de una imagen. Los píxeles están dispuestos en una matriz. Una matriz de 512x512 contendrá 262.144 píxeles. Si una gran cantidad de píxeles son usados para representar una imagen su naturaleza discreta llega a ser menos evidente (Fig. 42).



Figura 42: Entramado de Píxeles, una matriz de elementos cuadrados (píxeles) que dependiendo de su disposición y cantidad (resolución) representarán de manera más fidedigna el objeto de la imagen.

Una imagen digital se almacena en una matriz de filas y columnas de valores de píxeles conocidos como imagen de mapa de bits. La resolución se refiere básicamente a la densidad de píxeles en una imagen de mapa de bits. Los píxeles/pulgada o píxeles/mm, es decir, la resolución espacial de una imagen aumenta conforme el número de píxeles aumenta (Fig. 43). Una imagen digital cuya pixelización sea ampliada exhibirá granulado. El valor de cada píxel está almacenado en uno o más "bits" de información.

Profundidad de la muestra: Es el número de bits usados para representar cada píxel, es decir tiene un valor digital que representa la intensidad de la información registrada para su detección. La información en computadoras se almacena como 1 y 0, básicamente en un estado binario. Cada píxel de n byte/píxel es capaz de 2^n colores e intensidades diferentes.

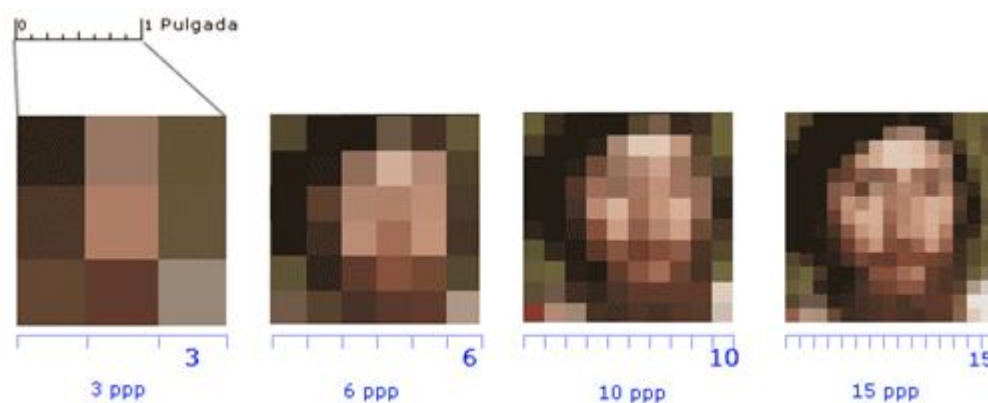


Figura 43: Resolución (píxeles por pulgada). El aumento de píxeles por pulgada supone un aumento en su densidad y repercute en el detalle que presenta la imagen.

En una imagen de 6 bit, cada píxel tiene 64 valores diferentes y en una imagen de 8 bit cada píxel tiene 256 intensidades o colores distintos. Imágenes en escala de grises tales como una radiografía, necesita poseer 8 bits de datos/píxel que se percibirá como una gama de tonalidad continua. Actualmente 12 bits (4.096 matices de gris) se consideran óptimos.

Las imágenes a color son representadas generalmente por 24 bits de datos/píxel (16,7 millones de colores posibles) es decir, 8 bits de datos de cada uno en RGB (rojo verde azul). Por consiguiente en cada canal R, G y B existen 256 colores. Si los colores elegidos de la gama de colores combinan con los tonos de la imagen, la calidad de la imagen puede ser notablemente buena (Wenzel y cols, 2002).

1.4.2.2.1.1 Archivo de la imagen.

El almacenamiento de las radiografías cefalométricas y/o de otras radiografías es costoso, y este coste podría ser reducido mediante el uso de imágenes digitales (Brennan, 2002). Este almacenaje de las radiografías podría resultar extremadamente útil en los estudios del crecimiento a largo plazo o los estudios de análisis del tratamiento usando las radiografías (Goldberg y cols, 1994). El problema del almacenaje de la imagen digital, es que a mayor calidad, mayor volumen ocupa. Aumenta con el incremento en el número de píxeles o de la profundidad de la muestra.

Sin embargo, una ayuda en el almacenaje y la transmisión de imágenes es el sistema de la compresión de la imagen. Es posible comprimir los datos sin pérdida significativa de la calidad de la imagen en las proporciones de compresión de hasta 3:1. Esto se llama compresión sin pérdidas. Para una compresión mayor una cierta pérdida de información ocurriría, pero se obtendrían imágenes clínicamente aceptables en las proporciones de compresión hasta 20:1- alta compresión (Wenger y cols, 2006).

El jpeg (grupo asociado de expertos de fotografía) es el método de compresión más comúnmente usado donde se logra el 95 por ciento de reducción del espacio de almacenaje. El jpeg trabaja en bloques de píxeles 8x8 y crea artefactos en la esquina de los bloques conforme se codifican los datos. Ha demostrado su validez como formato de imagen en estudios cefalométricos (Abdelakrim y cols, 2010).

1.4.2.2.1.1.1 Visualización de la imagen

Un monitor normal exhibe 625 líneas (fig. 44a). Para poder ver las imágenes óptimamente se consideran necesarios 2048 líneas (fig. 44b) (Graham y cols, 2005).



Figura 44: Ejemplos de monitores:

- a. Monitores de menos de 625 líneas.
- b. Monitor de más de 2048 líneas

1.4.2.2.1.1.2. Diversos métodos de obtención de la radiografía digital.

Tres métodos están disponibles para la obtención de imágenes radiográficas digitales en la escala de grises

- Técnica de la placa de fósforo (fig. 45).
- Técnica del receptor directo (fig. 46).
- Técnica con escáner transparente (fig. 47).

- Placas de fósforo fotoestimulable

Los pasos a seguir para la obtención de la imagen son (Lim y cols, 1997):

Paso 1: El extremo del tubo de radiografía convencional se utiliza para exponer la placa.

Paso 2: Activación de su capa de fósforo y formación de una imagen latente.

Paso 3: La sensibilidad de la placa causa la disminución de la exposición de la radiación alrededor del 90 por ciento (fig. 45).

Paso 4: La placa se expone sobre un escáner láser.

Paso 5: El escáner láser estimula la capa de fósforo para emitir una luz visible proporcional a la exposición de la radiación.

Paso 6: La luz es detectada y convertida en las intensidades de la escala de grises creando una imagen digital que es transferida a una computadora y se guarda en un almacenaje local o de red.

Paso 7: La imagen latente entonces es guitada colocando la placa sobre una luz brillante por algunos minutos; las placas no reutilizables y se pueden usar para varias miles de exposiciones.

La imagen se obtiene en 12 bits/píxel, pero puede ser una muestra baja de 8 bits/píxel.



Figura 45 Placa de fósforo fotoestimulable. La placa expuesta a un láser emite un espectro de luz visible proporcional a la exposición de radiación. Ésta se convertirá en una imagen digital.

- Receptores directos

Utilizan un sensor fotosensible tal como un:

- Dispositivo de carga acoplada (fig. 46).
- Semiconductor complementario de óxido metálico.

El tubo de radiografía convencional se utiliza para exponer el sensor y activar millares de campos minúsculos sensibles a la luz.

Como el método de la placa de fósforo, la exposición disminuye alrededor del 90% (Naslund y cols, 1998).

Los sistemas de la placa de fósforo requieren de 2 tiempos de exposición y exploración; los receptores directos exhiben las imágenes inmediatamente en el monitor.

Los sensores intraorales son apropiados para la radiografía periapical y con aleta de mordida. Un sensor pequeño y grande para la cefalometría está también disponible (Visser y cols, 2001).



Figura 46: Receptor directo, basado en un sensor fotosensible, que reduce la cantidad de radiación necesaria para la obtención de la imagen, alrededor de un 90%.

- Escáner de superficie plana transparente.

Una película radiográfica convencional es proyectada en los escáneres de superficie plana transparente y es escaneada por una fuente de luz (fig. 47).

La luz transmitida es detectada por un CCD y se convierte en intensidades en la escala de grises (Csaszar y cols, 1999).

Existen escáneres de superficie plana que pueden obtener imágenes de 12 bits/píxel y una resolución de 600 píxeles/pulgada (Held y cols, 2001).



Figura 47 Escáner de superficie plana transparente. Permite el escaneado de la radiografía y otros negativos, transformándola al formato digital.

1.4.2.2.2. Trazado digital

Una vez que disponemos de una imagen en un formato digital compatible con el programa de estudio cefalométrico que utilizamos, se procede al paso que corresponde con el trazado. Es aquí donde entra en juego la interfaz de usuario (es el medio con que el usuario puede comunicarse con una máquina).

El trazado se puede obtener digitalmente (la digitalización es la forma por la cual la información análoga es convertida a la forma digital) realizándolo de dos maneras:

- Digitalización directa (Baumrind y cols, 1980): Realizando un trazado convencional sobre una superficie que registra el trazado (fig. 48).



Figura 48 Digitalizador. Utiliza una superficie sensible o un lápiz digital que registra el trazado al realizarse.

- Digitalización indirecta: realizando el trazado sobre una superficie, que es filmada por un sistema que lo transmite a escala a la imagen informatizada. El operador observa los resultados en el monitor (fig. 49).

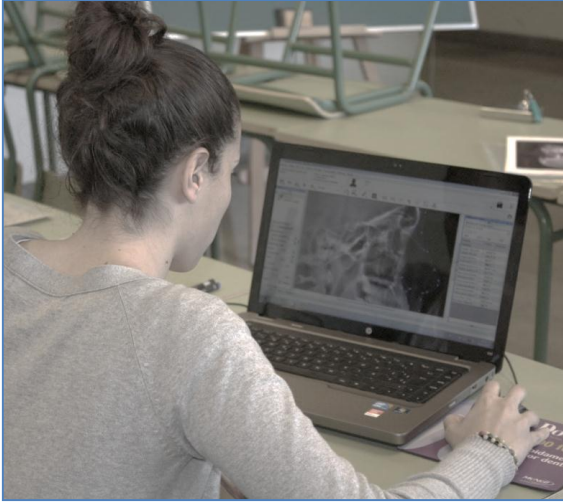


Figura 49 Digitalización indirecta. El operador observa el trazado en el monitor, que se realiza digitalmente.

1.5 Precisión y fiabilidad de los trazados cefalométricos

El empleo de la cefalometría en el estudio y diagnóstico de los pacientes, requiere que sea un método preciso y fiable entendiendo estas palabras en el sentido de que represente la realidad. Sin embargo, en la investigación científica, se utilizan otros términos según el enfoque del estudio, los más generalizados en el estudio de mediciones son la validez y reproducibilidad. Esta discrepancia de términos se debe a las diferencias en las definiciones de los conceptos del lenguaje coloquial y a nivel estadístico. Es conveniente aclarar cuáles son los términos más utilizados en las publicaciones, y a qué hacen referencia.

Exactitud se refiere a cuán cerca del valor real se encuentra el valor medido. En términos estadísticos, la exactitud está relacionada con el sesgo de una estimación. Cuanto menor es el sesgo más exacta es una estimación. Cuando se expresa la exactitud de un resultado, se expresa mediante el error absoluto que es la diferencia entre el valor experimental y el valor verdadero.

La validez define la fuerza de los resultados finales y si se puede considerar que describen el mundo real con precisión.

Precisión se refiere a la dispersión del conjunto de valores obtenidos de mediciones repetidas de una magnitud. Cuanto menor es la dispersión, mayor la precisión. Una medida común de la variabilidad es la desviación estándar de las mediciones y la precisión se puede estimar como una función de ella. Los resultados indican que la precisión del trazado es un factor limitante en cefalometría (Kamoen, 2001).

La fiabilidad describe la repetitividad y consistencia de una prueba. En el lenguaje normal, utilizamos la palabra fiable para referirnos a que algo es confiable y que dará el mismo resultado siempre. La fiabilidad en los estudios científicos se relaciona con la reproducibilidad y describe la repetitividad y consistencia de una prueba. Los problemas de fiabilidad (repetibilidad-precisión) fueron al principio estudiados por Midtgard, Baumrind, y Hixon publicando varias estimaciones para los errores de medición (Midtgard y cols, 1974; Baumrind y cols, 1971; Hixon, 1972).

Según la norma ISO 5725, para definir con bastante aproximación la realidad de muchos procedimientos de medida, bastan dos medidas extremas de la precisión, la repetibilidad y la reproducibilidad.

La repetibilidad de resultados de mediciones es la proximidad de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas del mismo mensurando bajo las mismas condiciones de medición (Vocabulario Internacional de Metrología); estas condiciones son llamadas condiciones de repetibilidad.

Las condiciones de repetibilidad incluyen: el mismo procedimiento de medición, el mismo observador, el mismo instrumento de medición, utilizado bajo las mismas condiciones, el mismo

lugar, repetición en un periodo corto de tiempo. La repetibilidad puede ser expresada cuantitativamente en términos de la dispersión característica de los resultados.

La reproducibilidad es la capacidad de un experimento o estudio de ser reproducido, bien por el investigador o por cualquiera trabajando independientemente es uno de los principios esenciales del método científico. El término, que es la proximidad de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas del mismo mensurando bajo condiciones de medición que cambian (Vocabulario Internacional de Metrología). Dependiendo del campo científico en particular, puede requerir que la prueba o experimento sea demostrado falso.

1.5.1 Validez y Reproducibilidad

Validez (accuracy en inglés) es hasta cierto punto, una ausencia de error de medición, cuando el valor obtenido representa el objeto de interés. El término “precisión” (precision en inglés también) puede ser usado también (Houston, 1983).

La validez es la habilidad de producir medidas las cuales son idénticas a los valores actuales o reales de la creación a medir (Dvortsin, 2008). Es un concepto que concierne como los números de las medidas cefalométricas reflejan las características biológicas estudiadas. Hay que tener en cuenta que muchos de los puntos cefalométricos son puntos de reabsorción o deposición ósea, es decir, que están cambiando. Más aún, la telerradiografía es una abstracción bidimensional de un rostro tridimensional en un momento concreto del tiempo. Cuando se consideran las medidas derivadas de este perfil, la distorsión resultante se considera por los investigadores, pero casi nunca por los clínicos (Hixon, 1972). La validez, tanto de lo que se mide y del método de medición, se debe considerar no sólo en los estudios científicos, sino en los métodos diagnósticos. Muchos puntos cefalométricos se definen por conveniencia de la identificación y la reproducibilidad, más que por razones de validez anatómica. Esto a veces es inevitable, ya que no hay otra alternativa mejor. En vez de rechazar estas variables, tachándolas de inválidas, es preferible usarlas con cuidado y reconocer que en ciertas circunstancias pueden ser confusas.

Es posible estudiar la validez de medidas del tipo descrito, e incluso se puede llegar a conocer qué causa su variabilidad. Pueden establecerse con pruebas matemáticas o por experimentos en los cuales medidas directas de una serie de cráneos son comparados con las medidas de sus radiografías. Si las dos series de medidas son inconsistentes, y en función de la causa, puede ser posible aplicar un factor de corrección, como se hace para el alargamiento. En muchos casos no es posible, y la medida debe usarse con cuidado.

Por otro lado, la reproducibilidad, que no debe confundirse con la precisión, es la proximidad de mediciones sucesivas al mismo objeto (Houston, 1983). La reproducibilidad es la habilidad de producir como resultado medidas idénticas o similares cuando las medidas son repetidas en el tiempo.

Diversos estudios de la reproducibilidad se han publicado, y aportan orientación en la selección de puntos cefalométricos. En cada estudio, sin embargo, la reproducibilidad de los puntos varía de acuerdo a la calidad de los registros, las condiciones bajo las que se midieron, el cuidado y la habilidad del operador. Es por esta razón que cada estudio debería incluir una evaluación de la reproducibilidad, aunque las medidas estándar sean usadas.

1.5.1.1 Fiabilidad

El término “fiabilidad” (reliability) se usa como sinónimo de reproducibilidad, pero puede ser usado en un sentido más amplio para abarcar ambos, validez y reproducibilidad (Houston, 1983).

1.6 Errores en cefalometría

Los estudios cefalométricos, y sus medidas cefalométricas, son susceptibles a los errores. Son susceptibles al error en cada uno de los pasos que conforman el proceso, desde la obtención de la radiografía, el trazado y medición, hasta la interpretación de los datos. Estos errores que originan, a nivel estadístico, pueden ser sistemáticos o aleatorios, y en función de ello deben ser tratados de manera diferente para evitarlos o reducirlos.

El estudio y la clasificación de los errores en cefalometría se basan en los trabajos de Björk y Baumrind, que estructuraron los errores de la cefalometría, y más concretamente de las medidas angulares y lineales (Baumrind y cols, 1971b):

- 1- Errores de proyección
- 2- Errores en la ubicación de los puntos que las componen
- 3- Errores mecánicos en el dibujado de las líneas entre puntos, o en la medida con la regla y el portaángulos.

Los estudios posteriores han encontrado o achacado a otras fuentes los errores encontrados, pero la clasificación original sigue vigente. Por ello una revisión de la bibliografía nos permite actualizar las fuentes de error en el estudio cefalométrico.

1.6.1 Fuentes de error en el estudio cefalométrico:

Parte de la dificultad de la identificación de los errores en cefalometría se debe a que, entendida la cefalometría como un procedimiento con diferentes pasos (Polat-Ozsoy, 2009), los errores en los pasos implicados afectan a los siguientes, y según el tipo (son usualmente sistemáticos o aleatorios) no tienen la misma repercusión (Tourne, 1996; Shahidi, 2013).

Del posicionamiento del paciente en el cefalostato a la interpretación de los datos de la cefalometría para el diagnóstico y pronóstico del crecimiento, cada paso introduce cierta cantidad de error (Ferreira, 2002).

Desglosando el procedimiento de finaliza con la cefalometría, tenemos los siguientes pasos que pueden ser fuentes de error:

- La adquisición de la radiografía

- La calibración de la radiografía
- El método empleado para el trazado cefalométrico
- La identificación de los puntos
- La medición

1.6.1.1 La adquisición de la radiografía

Durante la adquisición de la radiografía se producen los errores de proyección y se afecta a la calidad de la imagen.

Los primeros son los denominados “errores de proyección” (Baumrind, 1971a). Por un lado resultan del hecho de que la telerradiografía es una representación, o más precisamente, una proyección bidimensional de una estructura tridimensional, y esta reducción de una estructura tridimensional a una bidimensional añade dificultad en la identificación. Pero aún más importante es que, dado que los rayos que proyectan la estructura sobre la película no son paralelos, sino que proceden de una fuente pequeña, se distribuyen en forma de haz o cono, y por tanto se produce una distorsión amplificando la imagen en la película (Santoro, 2006). Además, ésta amplificación varía en el plano con la distancia desde el punto perpendicular que pasa por la fuente. Las telerradiografías están más distorsionadas cuanto más alejados se encuentren los puntos y estructuras del eje principal o rayo central. Se genera por tanto un error sistemático por proyección (Chen MH, 2011). El uso de factores de corrección se ha estudiado, pero la dificultad de los cálculos ha limitado su uso.

Con respecto a los errores de proyección, el control completo no es posible a menos que los puntos se conozcan en las tres dimensiones. Se consideró un intento de reducir los errores de proyección con el uso de medidas angulares en vez de lineales, pero se ha visto que ambas medidas (lineales y angulares) se afectan por los errores de proyección (Adams, 1940), de hecho cuanto más agudo es el ángulo, más sensible es al error por malposición. Hay que tener en cuenta que las medidas angulares se distorsionan de acuerdo a las leyes de la perspectiva (Tourne, 1996).

Asumiendo que la imagen radiográfica está ampliada y puede que distorsionada, se han estudiado métodos para compensar dichas variaciones. El alargamiento de las medidas lineales puede ser compensado (Bergersen, 1980), y debe ser hecho si las radiografías son tomadas por aparatos diferentes y se van a comparar. Las medidas cuyos puntos yacen en el plano paralelo a la película no son distorsionadas, pero esto no se aplica a las medidas lineales y angulares que son afectadas. Las medidas lineales reducen su longitud en función de la perspectiva, y esto sólo se puede compensar si los desplazamientos laterales relativos a los puntos finales pueden medirse. A veces se ha intentado (Savara y cols, 1966; Miller y cols, 1966), pero sólo unos pocos puntos cefalométricos pueden identificarse en radiografías laterales y frontales directamente

en el paciente. En general, las longitudes proyectadas son comparadas sin compensación, pero esto puede ser engañoso cuando hay variaciones en la divergencia lateral.

En la radiografía cefalométrica, se asume que el plano medio sagital de la cabeza es paralelo al plano de la película en vistas laterales y perpendicular en vistas frontales. Esto depende del eje de las olivas en los oídos, teniendo que ser perpendicular al plano medio sagital de la cabeza, presuposición que muchas veces es incorrecta porque falla el posicionamiento de la cabeza en el cefalostato o hay variaciones anatómicas en la posición del meato auditivo externo (Santoro, 2006).

Mientras pequeñas rotaciones no distorsionan severamente la proyección lateral, pueden llevar a errores en el diagnóstico de asimetrías en las frontales (Baumrind, 1971a). Se debe tener en cuenta que los efectos rotacionales crean mayores errores de superposición que los errores translacionales (Roden-Johnson, 2008). Si una radiografía la cabeza está rotada o las olivas no están colocadas correctamente en los oídos, se verán artefactos en ciertas estructuras y dobles imágenes en otras (Santoro, 2006).

La relación entre el objetivo de los rayos X, el posicionador o cefalostato, y la película deben ser fijas. Los marcadores metálicos en las olivas deben estar alineados, y es aconsejable incluir una escala metálica para conocer la longitud del plano medio sagital y aportar una evidencia del alargamiento de cada radiografía (Houston, 1983). La dificultad de repetir medidas en telerradiografías duplicadas o tomadas en intervalos de tiempos cortos (minutos) se debe a dificultades para posicionar exactamente igual el cráneo (Baumrind, 1971b). A mayores, los estudios de repetición de radiografías para evaluar este tipo de error no son habituales, dado que no es ético ni para la práctica clínica ni para la investigación (Borrie, 2012).

Las radiografías de perfil se han probado aptas para la biometría, dado que los errores son pequeños comparados con los involucrados en otros tipos de registros biométricos. Los análisis de la fiabilidad de las radiografías de perfil se centran en las fuentes de error involucrados en la reproducción radiográfica y con la precisión de las medidas. Sin embargo hay otro problema, como es la calidad de la imagen radiográfica, que extiende sus efectos a los diferentes procedimientos, mediante los cuales se realizan las mediciones en las películas, y que pueden afectar el análisis estadístico de las medidas, particularmente en el caso de la correlación (Björk, 1961).

La calidad de la imagen radiográfica, en cuanto al diagnóstico ortodóncico, se refiere a claridad en la visualización de los puntos cefalométricos (Tourne, 1996; Stirrups, 1989). Se ve afectada por el modo en que las radiografías se adquieren, se procesan o se tratan (postprocesado) en el caso de las digitales. Afecta a densidad, contraste de la imagen y definición de las estructuras en la imagen (Uysal, 2009).

Los estudios hechos para obtener películas de alta calidad, revelan que hay un conflicto entre la cantidad de radiación y la calidad de la película en lo que respecta a la elección de películas y pantallas. Las películas rápidas y con intensificadores basados en pantallas de tierras-raras reducen la exposición pero dan una pobre definición que películas más lentas y con pantallas de alta definición (Lim, 1997). Se ha afirmado que imágenes de calidad más pobre tienen poca diferencia de precisión, refiriéndose a la fiabilidad con la que los puntos se pueden identificar

(Halse y cols., 1978). Sin embargo la reducción de la exposición es de mayor importancia y los trabajos se orientan a obtener unas mejores combinaciones de pantallas y películas (Stirrups, 1989).

Las radiografías analógicas (sobre película radiográfica) han demostrado tener más resolución que las radiografías digitales. Al inicio los intentos de incrementar la resolución de las imágenes se propusieron opciones como la xerorradiografía (Ruppenthal, 1991a). La xerorradiografía es una técnica radiológica diagnóstica en la que se registran imágenes de rayos X eléctricamente, en lugar de químicamente, sobre una placa de aluminio recubierta de selenio. La imagen latente se hace visible mediante un polvo fino cargado eléctricamente, de modo que la imagen se forma por atracción y repulsión de cargas. Se utilizaba principalmente en el estudio de tejidos blandos. Proporcionaba una amplia latitud de exposición y resolución de imagen, lo que, junto con la propiedad de refuerzo de los bordes, permitía una buena delimitación de estructuras con densidad radiológica semejante a la del tejido circundante, si los márgenes eran agudos. Los principales inconvenientes de la xerorradiografía eran la necesidad de una mayor exposición del paciente (lo que conlleva una radiación mayor), respecto a las radiografías que combinan pantalla-película. Sumado a las dificultades técnicas y la fragilidad del fotoconductor, ya que el polvo o las imperfecciones en la placa de selenio causaban artefactos que se parecían a calcificaciones, provocando errores críticos en la interpretación de las imágenes (Ruppenthal, 1991b; Rodríguez, 2012). De modo que aunque aumenta la precisión en la localización de los puntos, es una técnica costosa y no se usa rutinariamente. Hay un riesgo considerable de artefactos en la imagen cuando el operador no está familiarizado con la técnica debido a falta de entrenamiento (Gratt, 1985).

Las películas convencionales son relativamente insensibles a la radiación. Sólo un 2% de los fotones se absorben. Esto se mejora con las pantallas intensificadoras, aunque esto al mismo tiempo disminuye la definición. Los sistemas digitales, las placas de fósforo y los sensores CCD, en comparación son más sensibles a la radiación y consiguen mejor calidad de imagen con menos exposición (Hagemann, 2000). Aunque la resolución espacial de la imagen digital es menor que la de una imagen convencional, el aumento de resolución conseguido durante la última década, ha conseguido llegar a un nivel válido para la práctica clínica. Su procesamiento es más rápido, la radiación es reducida un 30%-50% (Schulze, 2002), al no necesitar productos químicos para su revelado y reutilización de sus captadores, los daños al medioambiente disminuyen (Polat-Ozsoy, 2009). Un hecho muy importante es que los errores de exposición pueden ser corregidos, y los telerradiógrafos más modernos calibran automáticamente la exposición necesaria, lo que unido a un mayor rango de exposición, la susceptibilidad al fallo humano durante la obtención de la imagen digital baja con respecto a las películas tradicionales. Esta menor sensibilidad en la toma y ausencia de revelado reduce el error asociado a la imagen digital directamente obtenida del paciente. Las unidades radiográficas digitales son más caras, pero los menores costos de operatividad incrementan su coste/eficiencia (Schulze, 2002).

La imagen digital se ve afectada por la resolución, tamaño del pixel, escala de grises, y formato de compresión (Santoro, 2006). A su vez, según el diseño del aparato de rayos, se pueden crear distorsiones en la obtención. Algunas operan con un haz colimado que se mueve y da una proyección diferente de la geometría comparada con la unidad de película analógica (Schulze, 2002).

El almacenamiento de imágenes digitales presenta ventajas por volumen ocupado, y es más fácil acceder y encontrar los ficheros. Cabe añadir que existe la posibilidad de modificar el tamaño del archivo de la imagen, comprimiéndola y reduciéndolo, de modo que se optimiza el espacio. Aunque sea irreversible, la compresión de imagen ha demostrado que la pérdida de resolución no está asociada con diferencias significativas de reproducibilidad (Tsorovas, 2010). Aunque existe una alta correlación entre la calidad percibida de las imágenes por los operadores y la inconsistencia en la posición de los puntos (Miloró, 2013), esta no se ve afectada por los formatos de compresión que pasan desapercibidos.

La imagen digital permite el uso de algoritmos para determinados objetivos, realizado... y las radiografías digitales se pueden estudiar en sistemas digitales para su análisis con fotografías o combinándolas para crear fotoestereogramas. Las herramientas de realzado y mejora empleadas suelen ser: Ampliación (zoom in), reducción (zoom out), ajustes de brillo, contraste, reducción de ruido, enfocado (Tsorovas, 2010).

Se debe tener en cuenta que el método de adquisición de la imagen digital, cuando no es directa (ha sido escaneada o fotografiada) tiene un impacto, estos errores durante la adquisición son dependientes de errores de la exposición o del procesamiento informático de la radiografía según los autores (Uysal, 2009), pero tienen más relación con un fallo humano por posicionamiento o reducción del rango dinámico de la imagen.

1.6.1.2 La calibración de la radiografía:

La calibración de la imagen es de suma importancia, cualquier equivocación genera un error sistemático (Roden-Johnson, 2008).

Los sistemas informáticos son dependientes de la calibración de la imagen por parte del operador. Este calibrado del sistema es muy importante porque genera una desviación en los datos, que nos obliga a darlos por erróneos. La calibración inapropiada crea más problemas en las medidas lineales que en las angulares, y es muy sensible porque las medidas de estudio trabajan en milímetros y fracciones de milímetro.

1.6.1.3 El método empleado para el trazado cefalométrico:

Las variaciones en los estudios se atribuyen a los diversos métodos empleados, bien manuales o digitales, a las variaciones que se desarrollen dentro de cada uno (Roden-Johnson, 2008).

En el método manual (separado de las variaciones anteriormente vistas que dan la imagen radiográfica sobre película y su obtención) es muy importante el espacio de trabajo, éste debe ser adecuado. En el trazado cefalométrico manual se aconseja cuarto oscuro (Santoro, 2006), para mejorar el contraste de la radiografía sobre el negatoscopio, hojas de acetato con la mayor

transparencia posible, lápices o rotuladores de punta fina, y por último reglas y portaángulos calibrados o diseñados para tal fin (transportador de ángulos y regla de depósito de ortodoncia).

El método digital, si no ha sido afectado por los métodos de obtención de la imagen anteriormente indicados, los errores se deben a una visualización inadecuada, con una pantalla de escasa resolución, brillo y contraste. El tamaño de visualización seleccionado debe ser realista desde un punto de vista clínico, y el tipo de monitor debe ser comparable a las condiciones para trazado cefalométrico (Schulze, 2002). Aunque los convencionales monitores TFT tienen menor resolución y luminosidad que las películas radiográficas, imágenes de un monitor TFT médico con 700 candelas por metro cuadrado de luminosidad, 1000:1 de contraste, y 0,255 mm por pixel tienen casi la misma calidad que las radiografías convencionales (Yu, 2007). La distancia de visionado, el movimiento de la imagen, el parpadeo del monitor, la proporción de señal de ruido de la imagen afectan al operador que trabaja con estos métodos.

Asimismo, el método digital con ordenador, permite la modificación de la imagen digital, realzar las estructuras, el contraste, modificar el brillo, aumentar zonas concretas. Al respecto de las funciones de magnificación, el ordenador con zoom no fue más efectivo que el método sin zoom (Ferreira, 2002).

El interfaz del usuario se encuentra en este nivel, es el medio con que el usuario puede comunicarse con una máquina, un equipo o una computadora, y comprende todos los puntos de contacto entre el usuario y el equipo. Los puntos de contacto entre el usuario y el equipo (en el trazado cefalométrico digital) suelen ser la pantalla o monitor, y el ratón. Dentro de la forma en que el operador trabaja con el ordenador, la precisión del puntero en cruz tiene una alta repercusión en el trabajo (Tourne, 1996).

En este grupo se encuentran los errores debidos a la imprecisión del digitalizador, la mesa digitalizadora puede incluir algún error de duplicación en los resultados. Cambios en la posición de los trazados en los digitales puede ser causa posible de algunos errores debidos a la menor precisión de los bordes de la tableta digitalizadora. Esta fuente de error, sin embargo puede ser fácilmente determinada. La localización con tableta cartográfica introduce un error sistemático en la lectura de la coordenada, lo que es en esencia un error en la linealidad (Tourne, 1996). Digitalizar cerca del centro de la tableta ayuda a reducir el error.

1.6.1.4 La identificación de los puntos

El segundo tipo de error en las medidas cefalométricas, según la clasificación de Baumrind, se denomina “error de identificación” (Baumrind, 1971a). Estos errores involucran el proceso de identificar los puntos anatómicos o cefalométricos en las películas. Aparentemente la precisión para identificar los puntos varía de punto a punto, y su dificultad es percibida por los operadores, pero es difícilmente cuantificable. Estos errores por trazado son de tipo aleatorio, por fallo de identificación al igual que los de medición (Chen MH, 2011). Los errores en la ubicación de los

puntos se transforman en errores en las medidas angulares y lineales que las utilizan (Baumrind, 1971b).

Baumrind diseñó un estudio para comprobar la fiabilidad del operador, colocando sobre una telerradiografía un soporte transparente que fijaba en cuatro puntos las hojas de acetato, y repitiendo el trazado entre operadores para obtener un gráfico de dispersión. Dichos puntos se midieron en los ejes X e Y. Encontró errores interexaminador significativos y como solución para eliminar el error, propuso repetir los trazados hasta cuatro veces. Según otro estudio repetir trazados no mejora significativamente la fiabilidad en el trazado (Arponen, 2008). El error intraexaminador fue similar pero no menor que el interexaminador.

Llegó a la conclusión de que los errores debidos a la definición del punto y la identificación eran los que más repercusión tienen en el trazado cefalométrico. Actualmente el error involucrado en la identificación del punto cefalométrico es sin duda el más importante (Uysal, 2009), y es la mayor fuente de errores de todo el proceso de trazado (Santoro, 2006; Chen YJ, 2004). Savage y cols. determinaron que la variabilidad en la identificación era 5 veces mayor que la variabilidad al medir (Savage y cols., 1987). Por ello la definición académica de los puntos cefalométricos es un factor importante para eludir errores, pero no puede ser más exacto que la definición visual de los puntos de referencia. Los puntos localizados en bordes o crestas son más fáciles de identificar, mientras que aquellos localizados en curvas con amplios radios muestran proporcionalmente mayores errores.

La dificultad para localizar muchos puntos se deben a problemas anteriormente tratados como son la proyección y la definición. La proyección porque el cefalograma es una representación en 2D de una estructura en 3D (Santoro, 2006), donde estructuras se solapan. Y la definición porque los errores de identificación están asociados a la anatomía general y la específica del individuo (Roden-Johnson, 2008).

En los estudios del error de localización de los puntos cefalométricos en los ejes X e Y, se observa que la distribución de los puntos identificados no es aleatoria, sino sistemática, siguiendo la forma anatómica de la estructura identificada (Arponen, 2008). Por ejemplo en PNS su distribución horizontal deja sin afectar la localización vertical (la distribución de la espina nasal posterior fue oval en el sentido horizontal), basion tuvo una distribución similar a lo largo del final del Clivus, Nasion más vertical y Sella tiene la distribución más estrecha. Una distribución amplia en el eje vertical Y, hace el punto inapropiado para mediciones de altura o verticales, mientras que una distribución amplia en el eje horizontal X, hace el punto inapropiado para mediciones anteroposteriores (McClure, 2005).

Resultados que coinciden con los presentados por Baumrind, en los que la distribución del error para la mayoría de los puntos variaba en el eje X e Y. Esta distribución seguía el eje principal de la estructura en la que se encuentra el punto. Así el punto Me (Menton) se distribuye primariamente a lo largo del eje horizontal (eje X), mientras que Pogonion se distribuye a lo largo del eje vertical (eje Y). Donde el borde se pliega pronunciadamente (como en el borde incisal) las estimaciones son muy buenas, sin embargo donde se produce una curva gradual (el punto A, B, gonion o incluso Menton o Pogonion), la tarea de identificación se vuelve más difícil y los errores tienden a ser mayores, distribuyéndose a lo largo del borde mismo (fig. 50). A mayores, el grado de contraste que tenga el borde con respecto al área circundante, bien por el

ruido de estructuras adyacentes o por superposición de estructuras. Los ápices de los incisivos requieren la proyección del punto usando el conocimiento de la longitud usual que se espera, convirtiéndose la experiencia del operador en un factor importante. Por tanto un operador experimentado tiende a ser más fiable que un novato (Baumrind, 1971a).

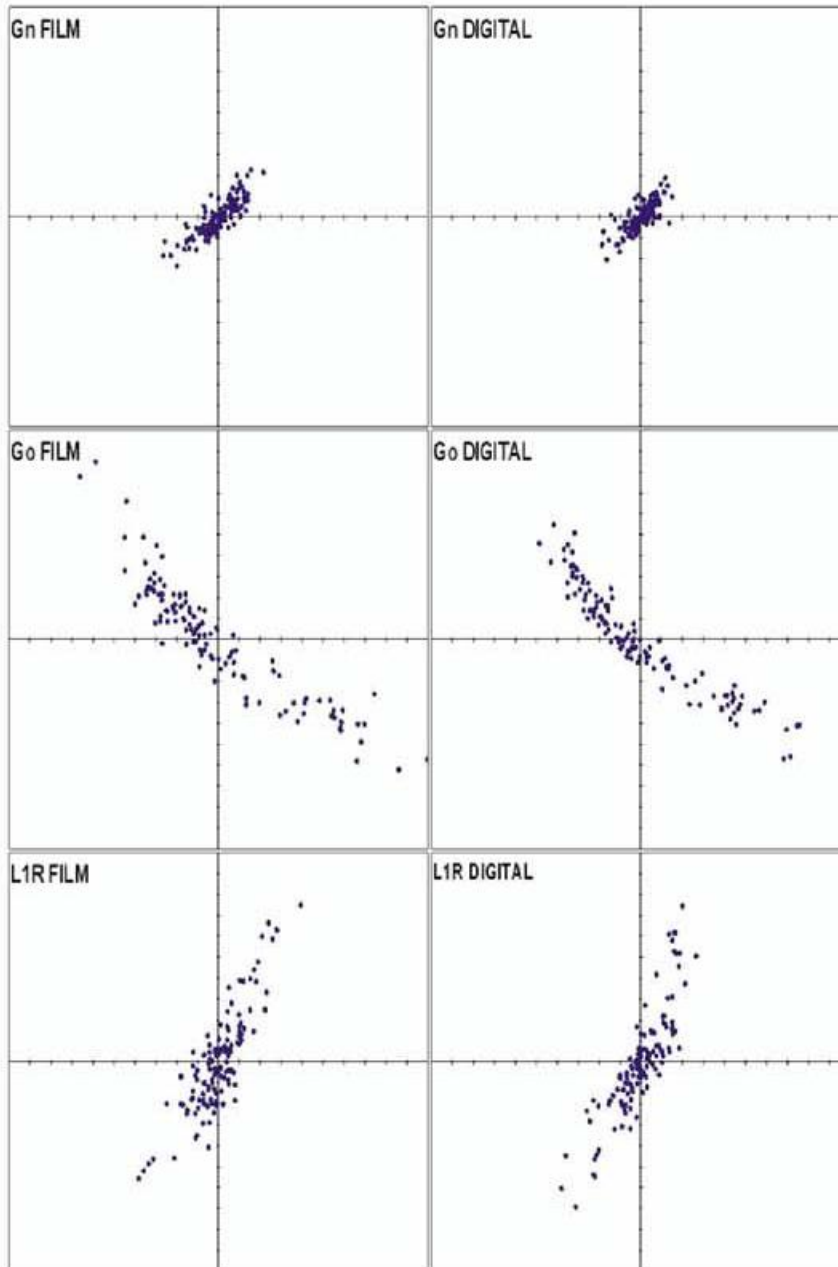


Figura 50: Gráfica de dispersión en ejes de 10 milímetros. Registra la identificación en película radiográfica y digital de los puntos Gn (Gnathion), Go (Gonion) y L1R (ápice del incisivo inferior). Se observa un patrón de distribución sistemático que sigue la forma anatómica de la estructura sobre la que se encuentra el punto cefalométrico. Fuente: McClure y cols, 2005.

Otro problema es la definición académica del punto. Errores de localización producidos por diferentes opiniones afectan la fiabilidad interoperador, que aumentan cuanto menos precisa sea ésta definición.

Esta dificultad de identificación se refleja en la inconsistencia observada en la localización de puntos cefalométricos en sistemas automáticos, programas informáticos de localización automática de puntos cefalométricos, donde los problemas anteriores son una fuente significativa de errores procedurales (Silveira, 2009). Los errores encontrados en dicho estudio eran sistemáticos, así que cada punto tiene su propio patrón erróneo dependiendo de varios factores que ya se han estudiado (Schulze, 2002).

Aparte de los factores anteriores, está el factor “observador”: entre dos o más medidas repetidas hechas por uno o varios investigadores, hay siempre una varianza de los resultados debida a la inconsistencia del operador, los llamados “errores inter e intraobservador”. Probar la fiabilidad interobservador ayuda a identificar errores sistemáticos de los observadores, y a comparar la precisión midiendo de una persona con otras. La fiabilidad intraobservador se comprueba con informes de una persona, de su consistencia, midiendo en diferentes ocasiones.

Una ventaja notoria en la identificación precisa entre observadores, puede conseguirse teniendo más de un examinador viendo las radiografías juntos (Arponen, 2008). Examinando simultáneamente varias radiografías del mismo individuo mejora más la precisión en la identificación. Esto se debe, y los estudios han mostrado, que el desacuerdo interobservador depende de los conceptos individuales de la definición e identificación de los puntos (Silveira, 2009). Las mayores contribuciones a mejorar la identificación son la experiencia y la calibración. Antes de que un estudio se realice, y sobre todo si más de un operador está involucrado, la calibración tiene la mayor importancia (Houston, 1982).

Resumiendo; la mayor parte de los errores en cefalometría ocurren durante la identificación y son influenciados por (Factores que contribuyen a la fiabilidad de la identificación cefalométrica Lagravère y cols, 2008; Albarakati, 2012):

- a) Naturaleza de los puntos cefalométricos
- b) Desempeño visual (Uysal, 2009).
- c) Habilidad del operador (Stirrups, 1989). Errores mecánicos en el dibujado de los puntos y las líneas entre puntos (Baumrind, 1971b).
- d) La experiencia clínica y el entrenamiento de los observadores (Uysal, 2009). La identificación de puntos cefalométricos puede estar relacionada con el reconocimiento de patrones, que resulta más fácil a los observadores experimentados (McWilliam y cols, 1978).
- e) la definición académica del punto: el error involucrado en la identificación ha sido declarado como relacionado con la precisión de la definición de los puntos seleccionados (Tourne, 1996).
- f) falta de precisión identificando puntos en la radiografía, por:
 1. dobles imágenes por superposición
 2. Densidad y contraste de las imágenes
 3. Superposición de tejidos duros y blandos

4. Complejidad de la anatomía y la región representada en la radiografía (Tourne, 1996).
- g) variabilidad del operador la cual interfiere significativamente en la reproducibilidad de las medidas (Tourne, 1996).

1.6.1.5 La medición

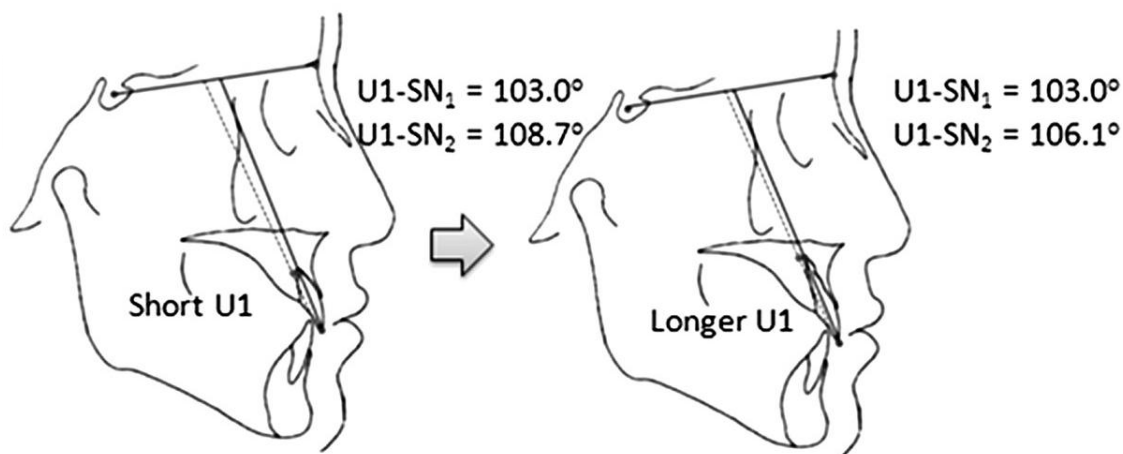
En el anterior punto se ha indicado que la mayor fuente de error es la dificultad de identificar puntos particulares o la imprecisión en su definición, repercutiendo en la validez de cualquier medida de una cefalometría, que depende de la reproducibilidad de los puntos cefalométricos empleados (Silveira, 2009). A mayores, la reproducibilidad depende de conceptos subjetivos del operador (Shahidi, 2013). Todo ello no resta que en esta fase se produzcan también errores, los errores en la lectura (Ferreira, 2002); provocados por un fallo de los aparatos de medición o la técnica misma (Uysal, 2009).

En la técnica manual se pueden producir errores en la anotación (Stirrups, 1989), y añadir errores con la regla y el transportador (Tsorovas, 2010). Es por ello que la introducción de la informática se idealizó como solución a estos problemas, al realizar ésta fase un ordenador que tiene menores errores de cálculo, pensando que serían más precisos además de usarse para facilitar el procesamiento de datos (Baumrind, 1971b). Actualmente los errores introducidos por dibujado y medida siguen presentes, es cierto que son poco frecuentes, y los trabajos hacen pensar que en el futuro los ordenadores solucionen estos problemas (Borrie, 2012).

Tres consideraciones que determinan el impacto que tiene el error de identificación en las medidas lineales y angulares.

- 1- La magnitud del error de localización de cualquiera de los puntos cefalométricos involucrados en la medida.
- 2- La distancia lineal en el trazado entre el punto representado por el punto cefalométrico y los puntos que representan los otros puntos cefalométricos con los cuales están conectados en el proceso de la medición. En una medida lineal, cuanto más corta es la distancia entre dos puntos, mayor es la proporción de la distancia afectada por el error (fig. 51). En una medida angular, cuanto más cerca estén los puntos que determinan una línea del segmento, mayor será el efecto en el error. Dicho de otra manera; cuanto más cerca están los puntos que forman un ángulo, mayor es el impacto en el error (Chen YJ, 2004).
- 3- La dirección desde la cual la línea del segmento entre dos puntos intersecta la curva donde se ubican los errores habituales de cada punto cefalométrico. En SN-Pog, Sella afectará más a las línea SN (por su patrón vertical) que a la línea S-Pog.

Figura 51: En planos formados por puntos poco distanciados entre ellos, como es el ápice y el borde del incisivo superior, se producen diferencias significativas entre las distintas mediciones (Damstra, 2010)



Es aconsejable que al ser recogidas, las medidas sean revisadas, o comparadas con otras medidas utilizando revisiones de publicaciones previas, o si se prefiere, utilizando las propias medidas del estudio después de ser completado. Esto se hace con la intención de descubrir desviaciones que invaliden la medida. Medidas de más de 3 desviaciones estándar de la media, pueden ser variaciones normales, pero a menudo son resultado de una identificación incorrecta de un punto. Hay que tener en cuenta que un valor periférico (una medida alejada de su valor promedio) puede aumentar la desviación estándar hasta más de 3 desviaciones estándar de la media y no puede ser detectada por éste medio.

Otro aspecto estudiado es si las medidas difieren si son obtenidas directamente o indirectamente mediante otras medidas ya obtenidas. Se aconseja que todas las medidas usadas en análisis de correlación deben ser medidas directamente y no obtenidas por el cálculo de otros valores (Björk, 1961). Tampoco es aconsejable posicionar puntos de referencia o líneas en las películas, el marcado introduce un error sistemático.

Dado que las medidas son el resultado final de la cefalometría, y son los datos que se utilizan para el diagnóstico y predicción, las repercusiones de una mala estimación también se han estudiado. Los errores estándar de mediciones sólo pueden ser de un 5-6% de la distancia medida, pero los índices de crecimiento son tan lentos que sólo de 1 o 2mm de error en la misma orden de magnitud equivalen al cambio por crecimiento anual (Hixon, 1972). Un lápiz trazando, que se desvíe más de un milímetro, puede ocultar un año de crecimiento. Por ello en los estudios el hecho de que no haya diferencias significativas entre dos grupos no se puede tomar como que ambos grupos sean idénticos, y esas diferencias válidas a nivel estadístico pueden sobrepasar los límites clínicamente aceptables. Hixon en su trabajo encontró que las medidas angulares son demasiado imprecisas para diferenciar lo que no sean cambios brutos. Discernir diferencias del crecimiento o pequeños cambios anatómicos en los sujetos no son posibles dado que no es posible estimar las localizaciones de los puntos cefalométricos sin error. El error de medición es demasiado grande para comparaciones de un mismo sujeto a corto plazo. Sin embargo, en vez de descartar la cefalometría como método diagnóstico y pronóstico, conocer

esto nos obliga a reducir los errores en la medición: tener cuidado, concentración en el trazado así como utilizar métodos óptimos y estandarizados para el trazado.

1.6.2 Tipos de error: aleatorios y sistemáticos

Los errores de medición pueden ser sistemáticos o aleatorios.

Si la medida en particular es persistentemente sobre o subestimada, se introduce un error sistemático (Baumrind, 1971a). Los errores sistemáticos o sesgo, pueden aparecer al obtener la radiografía lateral de cráneo si la geometría del sistema varía y no se hace compensación. No se puede utilizar medidas de dos estudios diferentes y compararlas asumiendo que la magnificación ha sido la misma, porque la comparación tiene un sesgo. Esto también se podría aplicar si las medidas de los modelos y radiografías se comparan sin el ajuste por la distorsión radiográfica. Cuando dos series de radiografías se miden por personas diferentes, con diferentes conceptos de la identificación cefalométrica, siempre hay un error sistemático. Puede ocurrir cuando más de un observador está involucrado, pero también puede aparecer cuando el período es lo suficientemente largo para que el observador cambie con la experiencia. Por tanto, una serie de medidas puede diferir sistemáticamente de otra serie después de un tiempo. Un sesgo puede ser introducido inconscientemente si se fuerza la ponderación de dos series hechas en diferentes momentos. Esta es una de las razones por las que los experimentos con diseño a doble-ciego son tan importantes en muchas áreas de la investigación. Existe una necesidad de este acercamiento a los estudios cefalométricos en los cuales un tipo de tratamiento es comparado con otro que ha sido ignorado y discutido posteriormente.

Una forma importante de controlar los errores sistemáticos es aleatorizar el orden en que las muestras son tomadas. Trazar las radiografías en orden aleatorio, y si es posible, evitar que el observador conozca el grupo o la radiografía en la que trabaja. Sin embargo, aleatorizar el orden del registro de las medidas no afecta al tamaño de los errores, pero reduce el riesgo de errores sistemáticos a costa de un incremento de los errores aleatorios.

Cuando series de registros son analizadas, generalmente se acepta la práctica de trazar todos los registros de un paciente en la misma ocasión (Roden-Johnson y cols, 2008). Se minimiza el error de la varianza dentro de los individuos, lo cual es muy importante en la interpretación de los resultados, pero aumenta el riesgo de introducir un sesgo.

Los errores aleatorios pueden aparecer como resultado de las variaciones en la posición del paciente en el cefalostato. Los puntos de los tejidos blandos en particular se afectan por la forma en la que el paciente se posiciona (Hillesund y cols, 1978). Variaciones en la densidad y nitidez de las películas también producen errores aleatorios. Quizás la mayor fuente de errores

aleatorios sea la dificultad de identificar un determinado punto cefalométrico o la imprecisión de su definición. Muchos puntos son difíciles de identificar, y varía la opinión del observador sobre la posición exacta, pudiendo convertirse en una elección aleatoria. Esto se debe a que muchas definiciones de puntos cefalométricos les falta precisión. Por ejemplo, Pogonion se define como el punto más anterior del mentón duro, pero no ofrece datos sobre la orientación de la cabeza, y por tanto se introduce un error aleatorio. Algunos intentos se han hecho para mejorar la precisión de las definiciones (Savara y cols, 1979; Van der Linden, 1971) pero el problema permanece y debe ser reconocido.

1.6.2.1 Estimación de los errores aleatorios:

Los errores aleatorios son importantes en el sentido de que se deben a la variabilidad natural de las medidas, y que pueden esconder diferencias reales entre grupos. También reducen la correlación entre variables. La desviación estándar de las diferencias entre medidas replicadas, es una medida del error aleatorio. Sin embargo, la varianza (el cuadrado de la desviación estándar) de la diferencia entre dos medidas es el doble de esa medición sola, y debería reducirse a la mitad para dar una estimación correcta del error de esa medida individual.

Una alternativa es el coeficiente de fiabilidad para evaluar la contribución de los errores aleatorios en la correlación entre dos medidas repetidas. El coeficiente de fiabilidad es la correlación entre las puntuaciones obtenidas por los sujetos en dos formas paralelas de un test (X y X'). Suponiendo que las dos formas del test sean realmente paralelas (es decir, midan realmente lo mismo), las puntuaciones de los sujetos deberían ser iguales en ambas aplicaciones. Así, cuando la correlación es igual a 1, la fiabilidad es máxima. El grado en que el coeficiente de fiabilidad se aleje de 1 será un indicador del grado de error aleatorio de medida que estaremos cometiendo en la aplicación de las pruebas.

Los errores aleatorios también reducen la correlación entre variables. Aunque un incremento en el número de casos en el estudio puede permitir a un coeficiente mostrarse diferente de un valor postulado con un nivel alto de significancia, esto no se compensa para los errores aleatorios hasta donde el tamaño del coeficiente concierne.

A fin de estimar el grado de concordancia de las observaciones de diferentes operadores, métodos o instrumentos, se utiliza la correlación. Cuando no existe un "Gold standard", la concordancia es la medida de la consistencia, mientras que si existe, entonces la concordancia refleja la conformidad con el estándar.

El coeficiente de correlación intraclase se ha aceptado como índice de concordancia para datos continuos. Si se evalúa el tamaño de los componentes de la varianza entre grupos y dentro de éstos, el coeficiente de correlación intraclase describe la proporción de la variación total, explicada por las diferencias entre los observadores, métodos o instrumentos. El coeficiente de correlación intraclase deriva de un modelo de análisis de varianza de efectos mixtos. La varianza

total se debe a tres diferentes fuentes: las diferencias entre los observadores e instrumentos, las diferencias entre los sujetos y la variación no explicada. La evaluación de la consistencia de las mediciones de los observadores o métodos frecuentemente está limitada a reflejar el coeficiente de correlación intraclase y el grado de acuerdo con la escala propuesta por Landis y Koch (tabla 4).

Tabla 4: Escala propuesta por Landis y Koch para la evaluación de la consistencia de las mediciones. Utilizando el coeficiente de correlación intraclassa para determinar la concordancia o acuerdo intra e inter operador para cada variable, se mide la homogeneidad de los elementos dentro de los grupos. Tiene un valor máximo de 1 cuando hay una homogeneidad completa.

Valor	Grado de acuerdo
0	Pobre
0.01-0.20	Leve
0.21-0.40	Regular
0.41-0.60	Moderado
0.61-0.80	Substancial: Alto
0.81-1.00	Casi perfecto: Excelente

1.6.2.2 Métodos de evaluación del error:

La estimación de los errores sistemáticos y aleatorios implica la replicación de las medidas. Esto no representa un problema con las radiografías, en lo que a la medición involucra, porque no cambian con el tiempo, y se pueden utilizar repetidas veces. Sin embargo más difícil es utilizar radiografías duplicadas. Normalmente no es posible replicar las radiografías por objeciones éticas y radiación innecesaria. En algunos estudios, la duplicación de radiografías fue posible, bien por el uso de cráneos (Grybauskas, 2007), bien por utilizar la técnicas radiográficas “sándwich”, donde una película convencional se solapa con una placa de fósforo y un solo disparo permite la obtención de dos copias en soportes diferentes (Geleen, 1998; Santoro, 2007), o bien por el consentimiento expreso de los pacientes (Houston, 1982). En ellos se concluye que los mayores errores se encuentran en la identificación, aunque hay diferencias entre las películas que pueden contribuir al error, y que existe un riesgo de error por malposicionamiento del paciente en imágenes repetidas del mismo.

Otra forma es repitiendo las mediciones. Es posible estimar los errores repitiendo las medidas de una sola película, pero no da una indicación real de la reproducibilidad, porque las variaciones anatómicas y de la calidad de la película en diferentes casos no se toman en cuenta. Idealmente, las medidas de todos los registros deberían ser replicadas, pero en su ausencia, las radiografías usadas para el estudio del error deberían ser una muestra aleatoria del grupo de estudiado, y deben ser medidas bajo las mismas condiciones. Cada operador debe participar en la replicación, y si el estudio se prolonga durante un período de tiempo considerable, la prueba del error debería repetirse antes y después de cada período. Los errores sistemáticos y aleatorios deben ser estudiados separadamente.

Los errores aleatorios pueden reducirse si las medidas son repetidas y promediadas. Si se hace, los trazados deben repetirse, no únicamente las mediciones, porque los mayores errores se dan en la identificación y no tanto en la medición (Houston, 1986). Algunos autores sugieren repetir los trazados cuatro veces (Baumrind y cols, 1980), lo cual reduce a la mitad el error aleatorio, pero puede ser demasiado arduo para la mayor parte de las investigaciones (Houston, 1983). En estudios transversales, la varianza del error puede ser una pequeña proporción del total de la varianza, y mayores reducciones del error no merecen el mayor esfuerzo que requieren. En situaciones límites, generalmente es mejor incrementar el número de casos en vez de aumentar el número de repeticiones de los trazados.

1.7 Situación actual

Para valorar la situación actual del empleo de software de análisis cefalométrico a partir de los cuales se pudiesen comparar y observar las carencias que existían en la bibliografía, además de conocer todo lo publicado sobre el tema hasta ahora,

Se realizó una revisión bibliográfica en Pubmed, utilizando como palabras clave: Cephalometry, measurements, Orthodontics, landmark, computer-assisted cephalometric analysis, digitized imaging. El método utilizado para la obtención de datos fue una estrategia de búsqueda elaborada para MEDLINE utilizando los operadores booleanos (AND, OR Y NOT) en mayúsculas, y las palabras de texto en minúsculas para tener en cuenta las diferencias en el vocabulario controlado y las reglas de sintaxis.

Se encontraron 28 artículos que como estudios cumplen los requisitos de evidencia científica para alcanzar un grado de recomendación B y C según la “US Agency for Health Research and Quality”. Estos artículos, son todos estudios prospectivos, y no se encontró ninguna revisión del tema ni metaanálisis lo que no permite alcanzar un grado A. No se incluyeron documentos, opiniones de comités de expertos, experiencias clínicas de autoridades de prestigio o estudios de series de casos. La revisión finalizó en Junio de 2012 y los artículos considerados abarcan desde 2011 a 1981 (tabla 5).

En los artículos encontrados el material y método empleado para comparar la fiabilidad de los programas, es variado, pero en síntesis se realiza mediante dos métodos:

- Estudiando las medidas habituales en cefalometría y comparándolas en sucesivos trazados. Sus valores pueden ser en milímetros o en grados.
- Superponiendo los trazados y midiendo la diferencia de los puntos cefalométricos. Se mide en milímetros
- Estandarizando las imágenes y radiografías con ejes cartesianos, y midiendo en los mismos la posición relativa de los puntos a evaluar, ya sean cefalométricos o elegidos por el investigador.

En dichos artículos, los trazados comparados son una combinación de las siguientes opciones:

- Trazado manual sobre película radiográfica (original) (Erkan y cols, 2001; Bruntz y cols, 2006, Chen SK y cols, 2004; Chen YJ y cols, 2004; Chen YJ y cols, 2000; Collins y cols, 2007; Yu y cols, 2008; Forsyth y cols, 1996; Geelen y cols, 1998; Grybauskas y cols, 2007; Hagemann y cols, 2000)

- Trazado manual sobre impresión (hard copy) (Bruntz y cols, 2006; Celik y cols, 2009; Yu y cols, 2008; Geelen y cols, 1998; Hagemann y cols, 2000)
- Trazado digital realizado con digitalizador (digitizer). Huja y cols, 2009; Forsyth y cols, 1996; Richardson y cols, 1981)
- Trazado digital realizado con software cefalométrico (monitor displayed). (Erkan y cols, 2001; Bruntz y cols, 2006; Celik y cols, 2009; Chen SK y cols, 2004; Chen YJ y cols, 2004; Chen YJ y cols, 2000; Collins y cols, 2007, Huja y cols, 2009; Yu y cols, 2008; Geelen y cols, 1998; Grybauskas y cols, 2007)

Entre los estudios encontrados en la búsqueda bibliográfica se estudia el origen de la imagen:

- Obtenida directamente con Ortopantomógrafos y telerradiógrafos digitales (Collins y cols, 2007; Yu y cols, 2008).
- Escaneada (Bruntz y cols, 2006; Collins y cols, 2007; Yu y cols, 2008).
- Fotografiada con cámaras digitales (Collins y cols, 2007; Grybauskas y cols, 2007; Yu y cols, 2008).

En cuanto a los programas de cefalometría empleados en los artículos observamos que 10 de los estudios utilizaron Dolphin (Erkan y cols, 2011; Thurzo y cols, 2010; Huja y cols, 2009; Uysal y cols, 2009; Grybauskas y cols, 2007; Simonas y cols, 2007; Collins y cols, 2007; Sayinsu y cols, 2007; Bruntz y cols, 2006; Power y cols, 2005), 3 Vistadent (Erkan y cols, 2011; Celik y cols, 2009; Polat-Ozsoy y cols, 2009), 4 programas propios desarrollados por programadores (Chen SK y cols, 2004a; Chen SK y cols, 2004b, Chen YJ y cols, 2004a; Chen YJ y cols, 2004b), 3 utilizaron digitalizadores (Huja y cols, 2009; Forsyth y cols, 1996; Richardson y cols, 1981), 2 utilizaron QuickCeph (Erkan y cols, 2001; Roden-Johnson y cols, 2008), 1 utilizó Nemoceph (Erkan y cols, 2011), 3 no revelan cual se utilizó (Santoro y cols, 2006; Hagemann y cols, 2000; Nimkarn y cols, 1995) y el resto utilizaron otros programas comerciales (Lagravère y cols, 2010; Naoumova y cols, 2009; Yu y cols, 2008; Geelen y cols, 1998). No se encontró ningún estudio que utilizase el programa Ortomed. A partir de esta observación deducimos la alta implantación que tiene Dolphin a nivel de los estudios.

Tabla 5: artículos clasificados por programa utilizado y conclusiones. Obtenidos realizando una revisión sistemática en el buscador "Pubmed" utilizando como palabras clave: Cephalometry, measurements, Orthodontics, landmark, computer-assisted cephalometric analysis, digitized imaging.

Año	Autor	Título	Software/Sistema	Conclusiones
2011	Erkan M, Gurel HG, Nur M, Demirel B.	Reliability of four different computerized cephalometric analysis programs.	Dolphin Imaging, Vistadent, Nemoceph, Quick Ceph.	No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el trazado manual e informatizado, con los programas empleados. Las medidas obtenidas con los programas de análisis cefalométrico usados eran fiables.
2010	Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung	Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark	AMIRA Software	Las coordenadas con mayores errores en las mediciones de cefalometrías laterales

	R, Carey JP, Heo G, Major PW	identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images.			(condilion, gonion, porion, ápice del incisivo inferior, y espina nasal posterior) fueron en estructuras sin bordes claramente definidos.
2010	Thurzo A, Javorka V, Stanko P, Lysy J, Suchancova B, Lehotska V, Valkovic L, Makovnik M. Bratisl Lek Listy.	Digital and manual cephalometric analysis.	Dolphin version 10	imaging	Los valores de dispersión en las medidas repetidas fueron mayores en el método manual y por tanto consideramos el método digital más preciso.
2010	Tsorovas G, Karsten AL.	A comparison of hand-tracing and cephalometric analysis computer programs with and without advanced features--accuracy and time demands.	Viewbox, OrisCeph, Winceph.	OnyxCeph, Facad,	El trazado digital puede considerarse tan fiable como el manual, y ser tenido en cuenta por su ahorro de tiempo.
2009	Celik E, Polat-Ozsoy O, Toygar Memikoglu TU.	Comparison of cephalometric measurements with digital versus conventional cephalometric analysis.	Vistadent 2.1 AT / Jiffy Orthodontic Evaluation (JOE)		Medidas significativas: ángulo nasolabial, ANS-Me, APFH, L1-NB, Nperp-Pg, Go-Me, y U1-NA
2009	Naoumova J, Lindman R.	A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced.	FACAD		Diferencias en las medidas de Gn', Li, Si, y li-Li entre los dos métodos fueron estadísticamente ($P < 0.05$), pero no clínicamente significativas.
2009	Polat-Ozsoy O, Gokcelik A, Toygar Memikoglu TU.	Differences in cephalometric measurements: a comparison of digital versus hand-tracing methods.	Vistadent computer program	OC 1.1 software	Diferencias significativas fueron halladas entre los dos métodos para SNB, Wits, Cd-A, Cd-Gn, FMA, SN-PP, U1-NA (mm), U1-FH, L1-NB (mm), y Li - plano estético
2009	Huja SS, Grubaugh EL, Rummel AM, Fields HW, Beck FM.	Comparison of Hand-Traced and Computer-Based Cephalometric Superimpositions	Dolphin version 10	Imaging	El intervalo de confianza se cumplió en todas las medidas excepto en el eje del incisivo maxilar y su ápice.
2009	Uysal T, Baysal A, Yagci A.	Evaluation of speed, repeatability, and reproducibility of digital radiography with manual versus computer-assisted cephalometric analyses.	Dolphin Software 9.0	Image	El análisis cefalométrico digital no incrementa la fiabilidad intra ni inter operador, pero puede suponer un ahorro de tiempo. La reproducibilidad inter examinador de los puntos cefalométricos fue inaceptable.
2008	Roden-Johnson D, English J, Gallerano R.	Comparison of hand-traced and computerized cephalograms: landmark identification, measurement, and superimposition accuracy.	Quick Ceph 2000		Sin diferencias.
2008	Yu SH, Nahm DS, Baek SH.	Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images	V-Ceph		Mas correlación intra clase en digital que en copia impresa. Trazado cefalométrico en imágenes presentadas en un monitor de ordenador, obtenidas de telerradiografías digitales, son tan fiables como las impresas o las de película radiográfica, y pueden ser

					usadas tanto en aplicaciones clínicas como experimentales.
2007	Collins J, Shah A, McCarthy C, Sandler J.	Comparison of measurements from photographed lateral cephalograms and scanned cephalograms	Dolphin Imaging Software 9.0		Hay magnificación en los trazados cefalométricos cuando se realizan sobre imágenes obtenidas con fotografía digital. Fotografías digitales permiten medidas angulares pero no son aceptables sus valores lineales.
2007	Sayinsu K, Isik F, Trakyali G, Arun T.	An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings.	Dolphin Imaging Software 9.0		Los ángulos altura maxilar, profundidad maxilar, eje Y, FMA, y nasolabial, y la distancia N-perp al punto A, muestran un mayor intervalo de confianza y menor correlación que otros parámetros medidos. El uso de software para análisis cefalométrico en imágenes escaneadas no conlleva un incremento en el error cuando se compara con el trazado manual.
2007	Grybauskas S, Balciuniene I, Vetra J.	Validity and reproducibility of cephalometric measurements obtained from digital photographs of analogue headfilms.	Dolphin cephalometric software 9.0		Peor reproducibilidad: Fotografía digital, U1/FH, U1/L1, B-Nv, S-Ar-Go, FH/OP, FH/Npog, U1/FH, UI/OP. Acetato: U1/SN, U1/PP, U1/OP, U1/NA, U1/FH, L1/OP, L1/NB, L1/GonGn, U1/L1. Medidas que dependen los puntos y referencias del incisivo, articular, gonion, PNS y Porion, 1. Ambas medidas obtenidas de trazado sobre acetato y fotografías digitales del cefalograma mostraron una adecuada reproducibilidad. 2. La mayoría de las medidas con repetibilidad pobre eran angulares o asociadas. Son menos reproducibles puntos y referencias. 3. Validez de 59 de las 61 medidas obtenidas de fotografías digitales eran aceptables, de este modo, corrobora el uso de fotografías para la captura de películas, trazado digital y análisis cefalométricos asistidos por ordenador.
2006	Gliddon MJ, Xia JJ, Gateno J, Wong HT, Lasky RE, Teichgraeber JF, Jia X, Liebschner MA, Lemoine JJ.	The accuracy of cephalometric tracing superimposition.	CASSOS software (SoftEnable Technology Ltd, Hong Kong SAR, China).		Para ambos examinadores, los puntos con mayor variabilidad fueron (en orden de menor a mayor): : ANS, Punto A, Punto B, y Pogonion
2006	Santoro M, Jarjoura K, Cangialosi TJ	Accuracy of digital and analogue cephalometric measurements assessed with the sandwich technique	No revelado.		SNA, ANB, S-Go:N-Me, U1/L1, L1-GoGn, y N-ANS:ANS-Me fueron estadísticamente significativos (P < .05). Sin embargo, sólo U1/L1 y S-Go:N-Me mostraron diferencias mayores (P < .0001).
2006	Bruntz LQ, Palomo JM, Baden S, Hans MG.	A comparison of scanned lateral cephalograms with corresponding original radiographs.	Dolphin Imaging Software 9.0		1. Distorsión entre formatos 2. Significancia entre Digital y copia impresa 3. Copia impresa puede ser aceptable clínicamente. Estadísticas significativas en horizontal de Frankfort (FH)-plano oclusal, incisivo central superior-FH, plano facial, y-axis, plano de Frankfort a plano

					mandibular (FMA), y FH-Nasion al punto A (NA)
2005	Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F.	Dolphin Imaging Software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction.	Dolphin Imaging Software (Version 8.0)		Comparando las desviaciones estándar de las diferencias, el trazado manual se muestra más fiable para SNA (1.36 grados manual, 2.07 grados digital), SNB (1.19 grados y 1.69 grados), SNMx (1.39 grados y 2.66 grados), y MxMd (1.77 grados y 2.26 grados), y el trazado digital con Dolphin es más fiable para UIMx (3.49 grados digital y 3.97 grados manual) y LIMd (2.90 grados y 3.04 grados).Sin embargo, un error sistemático en los cálculos del software en of LAFH% resultaron en medidas un 4% mayores que las medidas manuales, diferencia que es clínicamente significativa. La Version 8.0 de Dolphin Imaging Software necesita una revisión de los errores de software.
2004	Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF.	Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system.	calibrated program developed with Borland C++ Builder program	CADCAS	La cefalometría digital obtenida de placa de fósforo obtuvo unos resultados comparables o incluso mejores que la identificación en copia impresa, excepto en el punto Go en su eje vertical.
2004	Chen SK, Chen YJ, Yao CC, Chang HF	Enhanced Speed and Precision of Measurement in a Computer-Assisted Digital Cephalometric Analysis System	calibrated program developed with Borland C++ Builder program	CADCAS	1. Novatos necesitan más tiempo para trazar. 2. SN-OP, UI-LI, ArAGn obtuvieron resultados significativos en las diferencias entre analógico y digital, pero sin repercusión clínica. CADCAS puede reducir el tiempo empleado, así como demuestra que puede reducir los errores humanos introducidos en el procedimiento manual de medición
2004	Chen Y J , Chen S K , Yao J C , Chang H F	The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry.	calibrated program developed with Borland C++ Builder program	CADCAS	Las diferencias entre medidas en el original y en digital son estadísticamente significativas, pero clínicamente aceptables. Los errores en las medidas inter-observadores en digital son comparable con las originales. Todas las medidas muestran significación estadística entre métodos, y entre observadores.
2000	Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC	Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry.	calibrated program developed with Borland C++ Builder program	CADCAS	La fiabilidad del trazado cefalométrico en imágenes digitales fue comparable al realizado sobre radiografías originales, excepto para los puntos Po, Ar, PNS y UM. Mayores variaciones en los ejes Horizontal: (X) Me, Gn, ANS, PNS, LIA Vertical: (Y) Po, Or, GN
2000	Hagemann K, Vollmer D, Niegel T, Ehmer U, Reuter I.	Prospective study on the reproducibility of cephalometric landmarks on conventional and digital lateral headfilms.	No revelado		Sería de interés examinar la reproducibilidad de los puntos cefalométricos usando otros métodos digitales. Además mayores posibilidades de mejora con técnicas de vanguardia necesitan análisis.

1998	Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG.	Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy, and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique.	pre-release program: PorDios for Windows	1. la repetibilidad de los trazados fue significativamente diferente en las películas, la impresión y las vistas en el monitor, para 11 de las 21 medidas. 2. La repetibilidad global para todos los registros fue menor para las imágenes presentadas por ordenador, que para película e impresión (entre las cuales no hay diferencia significativa). Esto tiene una pequeña significación clínica.
1996	Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT.	Digital imaging of cephalometric radiographs, Part 2: Image quality	Digitalizador: GTCO digipad 5A	SNA tuvo el mayor error asociado. 1 La calibración de la imagen digital produce un error pequeño pero significativo. 2 la resolución espacial de la imagen digital es menor que la de la convencional 3. La imagen digital es incapaz de igualar a la radiografía convencional en rango dinámico y sensibilidad a pequeños cambios en la densidad óptica. 4. El error aleatorio asociado en medidas angulares/lineales y trazado cefalométrico tiende a ser mayor con las imágenes digitales. 5. Con la mayoría de las medidas angulares y lineales hay un error sistemático entre las imágenes digitales y las convencionales. Los puntos cefalométricos localizados en bordes poco definidos como el nasion y punto A parecen tener los mayores errores.
1995	Nimkarn Y, Miles PG.	Reliability of computer-generated cephalometrics.	No revelado	El punto B no fue fiable en el plano vertical.
1981	Andrew Richardson	A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis	cartographic digitizer	El estudio mostró que los métodos tradicionales fueron inferiores a los obtenidos con el digitalizador

Para observar la difusión del programa NemoCeph se realizó una búsqueda informática en el servidor "Pubmed", con la palabra clave "NemoCeph" se encuentran 5 artículos que lo referencian (Obloj y cols, 2008; Zamora y cols, 2011; Gungor y cols, 2012; Khanna y cols, 2012; Erkan y cols, 2012) 4 de ellos lo nombran en su material y métodos (Obloj y cols, 2008; Zamora y cols, 2011; Gungor y cols, 2012; Khanna y cols, 2012), donde se utilizó el programa para realizar un estudio cefalométrico en la población polaca ((Obloj y cols, 2008), evaluar la posición, tamaño y orientación del complejo nasomaxilofacial en pacientes con fisura labiopalatina (Khanna y cols, 2012), o hacer una evaluación de los cambios craneofaciales entre población sana y pacientes con Poliserositis Paroxística Benigna (Gungor y cols, 2012). En el artículo donde se revisa su fiabilidad (Erkan y cols, 2012), utilizan la versión Nemoceph NX 2006 junto con los programas Dolphin 10.5, Vistadent AT 3.1 y QuickCeph 2000 y los comparan con el trazado manual utilizando 3 medidas dentales, 11 esqueletales y 1 de tejido blando que conforman 5 medidas

lineales y 10 angulares, utilizando un solo operador. El artículo no encuentra diferencias significativas entre los programas, ni con el método manual.

Realizando la búsqueda con la palabra clave “Ortomed” el buscador de “Pubmed” no mostró resultados.

El digitalizador, siendo el sistema empleado al comienzo de los estudios de trazados digitales, mostró excelentes resultados en un inicio (Richardson, 1981) pero un estudio posterior presentó unos resultados desalentadores (Forsyth y cols, 1996), donde la calibración de la imagen digital produjo un error pequeño pero significativo, la resolución espacial de la imagen digital es menor que la de la convencional y es incapaz de igualar a la radiografía convencional en rango dinámico y sensibilidad a pequeños cambios en la densidad óptica. El error aleatorio asociado y error sistemático con medidas angulares/lineales y trazado cefalométrico tendían a ser mayores con las imágenes digitales. Todo ello se asoció a la calidad de la imagen digital, de poca resolución, gran tamaño de pixel, y pocos niveles de grises (Eppley y cols, 1991).

La calidad de imagen digital ha evolucionado (Graham y cols, 2005) hasta obtener la validación para ser aplicada en el estudio cefalométrico, e incluso se ha permitido su compresión (MacMahon y cols 1991; Goldberg y cols, 1994; Wenger y cols, 2005; Abdelkarim y cols, 2010), entre los estudios encontrados en la búsqueda bibliográfica se estudia el origen de la imagen:

- Obtenida directamente (Ortopantomógrafos y telerradiógrafos digitales). (Yu y cols, 2008; Collins y cols, 2007).
- Escaneada. (Yu y cols, 2008; Collins y cols, 2007; Bruntz y cols, 2006).
- Fotografiada con cámaras digitales (Yu y cols, 2008; Grybauskas y cols, 2007; Collins y cols, 2007).

Dado que muchas veces la imagen utilizada en los estudios es originalmente digital, para realizar una comparativa con el trazado analógico se requiere una copia impresa. Dicha copia impresa ha demostrado su validez en estudios realizados entre formato digital, copia impresa y película radiográfica convencional (Bruntz y cols, 2006; Yu y cols, 2008). Gran parte de los estudios que comparan la copia impresa con la película no encuentran diferencias significativas (Geelen y cols, 1998; Yu y cols, 2008), un trabajo encuentra sólo diferencias en el punto Go (Chen YJ, 2004), y un último trabajo encuentra una diferencia significativa entre formato digital y copia impresa (Bruntz y cols, 2006). Pese a esta distorsión entre formatos el autor acepta la validez clínica de la copia impresa.

La proliferación de ordenadores de uso personal, y el hecho de no requerir aditamentos a mayores, supuso la aplicación (si no su aparición que había sido anterior) de software cefalométrico en la práctica habitual de los ortodoncistas, es lógico entonces que desde finales de los años noventa los estudios se centren en ellos.

Los 3 trabajos (Tsorovas y cols, 2010; Celik y cols, 2009; Chen SK y cols, 2004) que estudian el tiempo empleado en el trazado dan como resultados que el trazado digital ahorra tiempo en relación con el trazado manual independientemente de la experiencia del operador (Celik y cols, 2009; Tsorovas y cols, 2010), si bien el operador inexperto requiere más tiempo (Chen SK y cols, 2004).

Con respecto a la fiabilidad, a excepción del Dolphin 8.0 que presentó una medida cuyas diferencias tenían repercusión clínica (Power y cols, 2005), todos los estudios son uniformes al dar como válidos a nivel clínico los resultados de los programas informáticos. Sin embargo, a nivel estadístico, las diferencias entre los estudios son notables, no sólo en los puntos, ángulos o mediciones que presentan diferencias significativas inter-operadores (algo lógico e inherente a un sistema que estudia la exactitud de mediciones realizadas por humanos), sino que se observan diferentes resultados en la significancia intermétodo. Algunos presentan los métodos digitales como más precisos (Chen SK y cols, 2004; Thurzo y cols, 2010) mientras que otros consideran el método manual como referencia (Chen YJ y cols, 2000).

Las medidas cefalométricas (de cefalometrías laterales) descritas en los artículos como conflictivas (tabla 6), aquellas que han obtenido resultados estadísticamente significativos, o las que han obtenido una correlación menor de 0.40, por debajo de lo aceptable según la escala de interpretación del valor de kappa propuesta por Landis y Koch (tabla 4). Estas medidas presentan problemas por:

- Estar formadas por puntos cefalométricos descritos como conflictivos.
- Se construyen con puntos o planos que a su vez son construidos, los programas informáticos que no permiten supervisar el proceso son más susceptibles de presentar un error.
- Ha existido un problema de calibrage de la imagen.

Tabla 6: Medidas conflictivas en los estudios hallados

Medida cefalométrica conflictiva	Descripción de la medida cefalométrica dada por el autor	Autores y año
AB on FOP	Distancia lineal (mm) entre los puntos A y B sobre el plano oclusal	(Tsorovas 2010)
li to A/Pog	Distancia (mm) perpendicular desde el borde del incisivo mandibular al plano formado por el punto A y Pog.	(Tsorovas 2010)
Ángulo Nasolabial	Ángulo determinado por los puntos Columnela,	(Celik, 2009) (Uysal, 2009) (Sayinsu, 2007)

	Subnasal y borde del labio superior	
ANS-Me	Distancia (mm) entre Espina nasal anterior y Me	(Celik, 2009)
APFH	Relación entre las alturas faciales posterior y anterior.	(Celik, 2009)
L1-NB	Ángulo determinado por el eje del incisivo mandibular y la línea N-B	(Celik, 2009) (Polat-Ozsoy, 2009) (Grybauskas, 2007)
Nperp-Pg	Distancia (mm) entre el punto A y la línea perpendicular a la horizontal de Frankfurt (FH) desde el punto N.	(Celik, 2009)
Go-Me	Distancia (mm) entre los puntos Go y Me	(Celik, 2009)
U1-NA	Ángulo determinado por el eje del incisivo superior y el plano N-A	(Celik, 2009), (Uysal, 2009), (Polat-Ozsoy, 2009) (Grybauskas, 2007)
Ii-Li	Distancia desde el punto Ii (incisivo inferior) a Li (labio inferior)	(Naumova 2009)
SNB	Ángulo formado por los puntos S, N, y B	(Polat-Ozsoy, 2009) (Collins, 2007) (Power, 2005) (Forsyth, 1996)
Wits	Distancia lineal entre los puntos A y B paralela al plano oclusal	(Thurzo, 2010) (Polat-Ozsoy, 2009) (Santoro 2006)
Cd-A	Distancia entre los puntos Cd y A	(Polat-Ozsoy, 2009)
Cd-Gn	Distancia entre los puntos Cd y Gn	(Polat-Ozsoy, 2009)
FMA	Ángulo entre el plano de Frankfort y el plano mandibular	(Polat-Ozsoy, 2009) (Sayinsu, 2007) (Bruntz, 2006)

SN-PP, SNMx	Ángulo formado entre el plano palatal y SN	(Polat-Ozsoy, 2009) (Power, 2005)
U1-FH	Ángulo determinado por el eje del incisivo maxilar y el plano de Frankfort	(Polat-Ozsoy, 2009) (Grybauskas, 2007) (Bruntz, 2006)
Li-Plano Estético	Distancia perpendicular desde el labio inferior al plano E	(Polat-Ozsoy, 2009)
Na Perpendicular A	Distancia perpendicular desde el punto A a la línea perpendicular del plano de Frankfort al punto N	(Uysal, 2009) (Sayinsu, 2007)
Na Perpendicular Pog	Distancia perpendicular desde Pog a Nasion perpendicular al plano de Frankfort	(Uysal, 2009)
1-SN (°), UI/SN	Ángulo determinado por el eje del incisivo central superior y el plano SN	(Roden-Johnson, 2008) (Grybauskas, 2007) (Chen YJ, 2004)
UI:MxPI, UIMx, U1/PP	Ángulo determinado por el eje del incisivo central superior y el plano palatino	(Collins, 2007) (Power, 2005) (Grybauskas, 2007)
LI:MnP, LIMd, LI-MP	Ángulo determinado por el eje del incisivo central inferior y el plano mandibular	(Collins, 2007) (Power, 2005) (Chen SK 2004) (Chen YJ, 2004)
MxM,	Ángulo determinado por el plano mandibular y el plano palatino	(Collins, 2007) (Power, 2005)
SNA	Ángulo formado por los puntos S, N, y A	(Collins, 2007) (Santoro 2006) (Power, 2005) (Forsyth, 1996)
ANB	Ángulo formado por los puntos A, N, y B	(Collins, 2007) (Santoro 2006) (Chen SK 2004)
maxillary height	Ángulo formado por los puntos N, CF, y A	(Sayinsu, 2007)

maxillary depth, FH-Nasion to point A	Ángulo formado entre el plano de Frankfort y el plano NAA	(Sayinsu, 2007) (Bruntz, 2006)
y -axis	Ángulo formado entre Frankfort y el plano S-Gn	(Sayinsu, 2007) (Bruntz, 2006)
U1/L1	Ángulo entre el eje del incisivo maxilar y el incisivo mandibular	(Grybauskas, 2007) (Santoro 2006) (Chen SK 2004) (Chen YJ, 2004)
B-Nv	Distancia desde el punto B al plano Nv	(Grybauskas, 2007)
S-Ar-Go articular angle	Ángulo articular determinado por los planos S-Ar y Ar-Go	(Grybauskas, 2007)
FH/OP	Ángulo determinado por el plano de Frankfort y el plano oclusal	(Grybauskas, 2007) (Bruntz, 2006)
FH/NPog, facial plane	Ángulo facial determinado por el plano de Frankfort y el plano facial (N-Pg)	(Grybauskas, 2007) (Bruntz, 2006)
UI/OP	Ángulo determinado por el eje del incisivo superior y el plano oclusal	(Grybauskas, 2007)
L1/OP	Ángulo determinado por el eje del incisivo inferior y el plano oclusal	(Grybauskas, 2007) (Chen YJ, 2004)
L1/GoGn	Ángulo entre el plano formado por Go-Gn y el eje del incisivo inferior	(Grybauskas, 2007) (Santoro 2006)
S-Go:N-Me	Ángulo formado por los planos S-Go y N-Me	(Santoro 2006)
N-ANS:ANS-Me	Ángulo formado por los planos N-ANS y ANS-Me	(Santoro 2006)
LAFH	Distancia lineal entre la espina nasal y Me	(Power, 2005)

SN-OP	Ángulo determinado por el plano SN y el plano oclusal	(Chen SK 2004)
ArAGn	Ángulo formado por los puntos Ar, A, y Gn	(Chen SK 2004)
SNii	Ángulo determinado por el plano SN y el eje del incisivo mandibular	(Forsyth, 1996)
F2-F1-F3	Medidas creadas por el autor para el propio estudio mediante agujeros en cada imagen	(Forsyth, 1996)
S-N	Distancia lineal entre S y N	(Forsyth, 1996)

Los puntos cefalométricos (de cefalometrías laterales) descritos en los artículos como conflictivos, aquellos que han obtenido resultados estadísticamente significativos, o los que han obtenido una correlación menor de 0.40 (por debajo de lo aceptable según la escala de interpretación del valor de kappa propuesta por Landis y Koch), aparecen en la tabla 7. Los autores concuerdan que son puntos:

- Suelen localizarse en estructuras sin bordes claramente definidos (Lagravère y cols, 2010).
- Pertenecen a estructuras que o bien se superponen, o presentan otras estructuras que dificultan su definición (Santoro, 2006; Chen YJ, 2004).

Se encontraron los siguientes puntos cefalométricos (tabla 7) que presentan un mayor grado de error en los trazados, bien por errores en la proyección radiográfica al pasar de una representación tridimensional a una proyección bidimensional como es la telerradiografía (Baumrind y cols, 1971a), bien por errores en la identificación (Baumrind y cols, 1971b; Bruntz y cols, 2006).

Tabla 7: puntos cefalométricos considerados conflictivos según los estudios hallados.

Punto conflictivo	cefalométrico	Descripción del punto cefalométrico dada por el autor	Autores y año
-------------------	---------------	---	---------------

Condilion, Condylion (Cd)	Punto más superior de la cabeza del cóndilo	(Lagravère, 2010) (Hagemann, 2000)
Gonion, Gonion (Go)	Punto construido por la intersección del plano de la rama y el plano mandibular	(Lagravère, 2010) (Chen YJ, 2004)
Porion, Porion (Po)	Punto superior de meato auditivo externo	(Lagravère, 2010) (Yu SH, 2008) (Bruntz, 2006) (Chen YJ, 2000) (Geelen 1998)
Lower central incisor root apex (L1R), Lower incisor apex (Lola), Lower incisor apex, Ápice Incisivo Inferior,	Punto del ápice radicular del incisivo mandibular. Ápice del incisivo inferior más anterior.	(Lagravère, 2010) (Chen YJ, 2000) (Hagemann, 2000) (Geelen 1998)
Anterior nasal spine, ANS, ENA, Espina Nasal Anterior	Punta de la espina nasal anterior	(Lagravère, 2010) (Gliddon, 2006) (Chen YJ, 2000) (Hagemann, 2000) (Geelen 1998)
Upper incisor edge (UIE), Borde incisivo superior	Punto medio del borde incisal del incisivo central superior más prominente.	(Naumova 2009) (Hagemann, 2000) (Geelen 1998)
Lower incisor edge (LIE), Borde incisivo inferior	Punto medio del borde incisal del incisivo central inferior más prominente.	(Naumova 2009) (Hagemann, 2000) (Geelen 1998)
Soft tissue Gnathion (Gn`)	Gnathion del tejido blando El punto más anteroinferior del tejido blando del mentón.	(Naumova 2009)
R1	El punto más profundo de la curva que forma el borde anterior de la rama mandibular.	(Yu SH, 2008)
Pogonion	Punto más anterior de la sínfisis medio sagital mandibular.	(Yu SH, 2008) (Gliddon, 2006)
A	Punto más profundo de la curva maxilar entre la	(Gliddon, 2006)

	punta nasal anterior y la cortical del alvéolo dental.	
B	Punto más posterior de la concavidad a lo largo del borde anterior de la sínfisis mandibular.	(Gliddon, 2006) (Nimkarn, 1995)
Orbitale (Or)	Punto más bajo localizado en el borde externo de la cavidad de la órbita.	(Bruntz, 2006) (Chen YJ, 2000)
Articulare (Ar)	Punto formado por la intersección del borde inferior de la base craneal y el promedio de las superficies posteriores de los cóndilos mandibulares	(Chen YJ, 2000)
PNS	Espina nasal posterior	(Chen YJ, 2000) (Hagemann, 2000)
UM	Cúspide mesiovestibular del primer molar superior	(Chen YJ, 2000)
Menton (Me)	Punto más inferior del mentón en el contorno de la sínfisis.	(Chen YJ, 2000)
Gnathion (Gn)	Punto medio entre Pogonion y Menton en el contorno de la sínfisis.	(Chen YJ, 2000)
R3	punto más inferior de escotadura sigmoidea	(Hagemann, 2000)
Nasion	Punto más anterior de la sutura frontonasal	(Hagemann, 2000)
Sella (S)	Centro de la silla turca	(Geelen 1998)
Infradental (Id)	punto medio entre los incisivos inferiores centrales	(Geelen 1998)
Molar Superiorus (Ms), Molar superior	Punto de contacto mesial del primer molar maxilar permanente determinado	(Geelen 1998)

	por la tangente perpendicular al plano oclusal	
Mandibular prominence (Mp)	Punto más prominente del contorno posterior de la base mandibular	(Geelen 1998)
Molar inferius (Mi), Molar inferior	Punto de contacto mesial del primer molar mandibular permanente determinado por la tangente perpendicular al plano oclusal	(Geelen 1998)
Basion (Ba)	Punto medio en el borde anterior del foramen magnum	(Geelen 1998)

Como resumen, los métodos empleados en los estudios comparativos con trazados utilizan bien las medidas y puntos habituales en cefalometría o puntos en ejes cartesianos.

La gran mayoría de artículos concluyen validando a nivel clínico los programas que estudian, más aún cuando los estudios son recientes y los programas son versiones más modernas. A nivel estadístico, se suelen observar diferencias estadísticamente significativas, especialmente en puntos sobre estructuras conflictivas.

Los programas o sistemas de trazado digital estudiados en la bibliografía encontrada han sido Dolphin, Vistadent, Quickceph, NemoCeph y programas propios. Las versiones más recientes de los programas han presentado mayor fiabilidad y los autores reflejan menos conflictos. El uso de digitalizadores cartográficos no se ha estandarizado, y su validación ha quedado en entredicho debido a la baja calidad de las imágenes con las que trabajaban en un principio.

Es unánime en los estudios que el uso de programas cefalométricos supone un ahorro de tiempo para el operador, si bien los operadores más jóvenes requieren un mayor tiempo para el trazado.

Los distintos métodos digitales suelen comparar los diferentes formatos de presentar una radiografía. La película radiográfica se presenta como el formato más fiable, la radiografía digital es válida cuando la imagen tiene una alta calidad y es obtenida directamente en el aparato de rayos x o digitalizada con un escáner dispuesto a tal efecto, mientras que la obtenida fotografiando la radiografía presenta diferencias significativas. La impresión de la radiografía digital es aceptable.

Los puntos cefalométricos empleados que han resultado conflictivos se han localizado en estructuras conflictivas, con bordes poco definidos o estructuras superpuestas. Las medidas

cefalométricas que emplean dichos puntos se ven comprometidas, y aquellas que utilizan planos contruidos por el propio software, si no permite una supervisión del operador, son susceptibles de errores. La correcta calibración en el empleo de software cefalométrico es fundamental.



2. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN

2. OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN

La cefalometría sigue siendo el método de elección para el diagnóstico ortodóncico y protocolo de investigación de la relación entre estructuras craneales y dentales, tanto en crecimiento como en ausencia de él.

Con la llegada de la radiografía digital, el trazado manual ha sufrido un cambio en la última década que limita el uso en clínica de películas radiográficas y vuelve habitual la impresión de la imagen en papel convencional. Este cambio en el material, que repercute en la calidad de la imagen, requiere un estudio de su reproducibilidad, comparada con otros métodos que aprovechan las ventajas que aporta la radiografía digital.

La informática, por otra parte, se ha integrado en la cefalometría aportando ventajas como son la rapidez, el almacenamiento y acceso, así como automatiza el paso de medición, y por tanto reduce los errores del proceso. Sin embargo estos aligeros cambios que se han producido por la aparición de las nuevas tecnologías, requieren frecuentes estudios actualizados de la metodología.

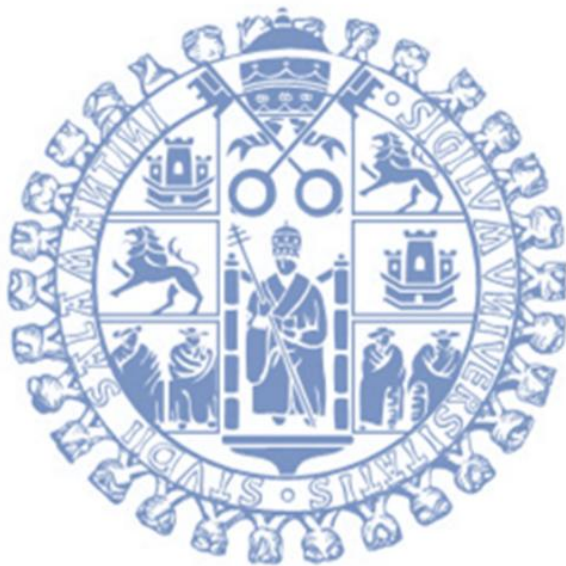
Entre los software informáticos de análisis cefalométrico destacan Nemoceph©, Dolphin© y Ortomed© por ser de los más usados en las clínicas de Ortodoncia en Europa y Estados Unidos. Todos ellos necesitan ser objeto de investigación por diferentes razones:

- 1) Sobre el programa Nemoceph © se realizó un estudio con un solo operador comparándolo con el trazado manual, por lo que requiere ser estudiado con varios operadores y comparado con otros métodos de trazado digital
- 2) el programa Dolphin © presenta continuas actualizaciones, por lo que necesita una revisión de la versión más actual.
- 3) el programa Ortomed © no se han realizado estudios previos de su validez, por lo tanto es fundamental evaluar su reproducibilidad.

La mayor parte de los estudios con software informáticos, tienen como operadores a estudiantes de posgrado, y en escasas ocasiones profesionales con experiencia, pero con diferentes formaciones académicas. Nunca se han realizado pesquisas creando grupos separados con estudiantes de pregrado y profesionales, y que además cada grupo tenga la misma formación académica. Por otra parte, aunque el tiempo empleado en cefalometría ha sido estudiado para indicar las ventajas de la cefalometría digital, no es frecuente que se investiguen con diferentes métodos digitales, ni diferenciando el trazado manual en fases para poder equiparlo al trazado con programas informáticos.

Los objetivos del presente estudio son:

1. Estudiar el efecto que tiene la experiencia de los operadores en el trazado cefalométrico con diferentes métodos (trazado manual y con los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin).
2. Evaluar la variabilidad y reproducibilidad de una serie de medidas cefalométricas en el trazado manual y en los informáticos con el software Nemoceph, Ortomed y Dolphin.
3. Evaluar los cambios en el tiempo empleado con cada método para los distintos grupos de experiencia, así como distinguir el método que mayor tiempo requiere y el que menos tiempo consume.



3. MATERIAL Y MÉTODO

3. MATERIAL Y MÉTODO:

3.1 Muestra y aceptación del protocolo

3.1.1 Muestra:

30 telerradiografías seleccionadas de la base de datos de los pacientes del Dr. Alberto Albaladejo, todas ellas en formato digital, fueron seleccionadas siguiendo los siguientes criterios tomado de varios (Power y cols, 2005; Bruntz y cols, 2006; Santoro y cols, 2006; Sayinsu y cols, 2007; Roden-Johnson y cols, 2008; Naumova, 2009).

El criterio de selección fue:

- 1- Las radiografías fueron tomadas con el mismo aparato de Rayos X (Sayinsu y cols, 2007; Naumova, 2009).
- 2- Todos los puntos cefalométricos que debían ser registrados, así como los tejidos blandos debían ser visibles (Sayinsu y cols, 2007; Celik y cols, 2009).
- 3- Pacientes en oclusión (Roden-Jhonson y cols, 2008).
- 4- Dentición completa; sin piezas no erupcionadas o ausentes que causaran errores en la identificación del plano oclusal o los ápices dentales (Power y cols, 2005; Celik y cols, 2009).
- 5- Las olivas del cefalostato deben superponerse (Bruntz y cols, 2006; Santoro y cols, 2006).

6- Muestra de hombres y mujeres de mediana edad; 25 años con una desviación estándar de 8,7 años (Sayinsu y cols, 2007).

Las radiografías se numeraron del 1 al 30, y no se registró ningún dato que pueda identificar al paciente.

Cada radiografía se encontraba almacenada en un archivo de imagen en formato jpeg, resolución 1360x1840, tomadas entre Agosto de 2007 y Mayo de 2009.

Participaron 4 operadores, que se subdividieron en 2 grupos, expertos e inexpertos. Los operadores del grupo experto eran ortodoncistas con un año de experiencia clínica tras la finalización del máster de ortodoncia de tres años, ambos pertenecen al mismo máster y misma promoción. Fueron instruidos en sesiones de calibración para cada uno de los tipos de trazados que debían realizar previamente al comienzo de las sesiones de trabajo. Los operadores del grupo inexperto eran alumnos de pregrado (licenciatura), de 5º curso con las asignaturas de ortodoncia aprobadas (Ortodoncia I de tercer curso con 11 Créditos y Ortodoncia II del cuarto curso con 11 créditos y Ortodoncia Clínica con 4.5 créditos en el quinto curso), y de la misma universidad (Universidad de Salamanca)

Se realizaron registros del tiempo empleado para el trazado (fig. 49). Para ello se utilizó el cronómetro digital de un teléfono táctil Samsung Galaxy Ace (Samsung Group, Corea del Sur, Seúl, Seocho Samsung Town). En los programas de ordenador, se inició el registro antes de posicionar el primer punto cefalométrico, y se finalizó cuando el operador quedó satisfecho con el trazado. En cada trazado manual se tomaron dos registros de tiempo:

- Tiempo de trazado: empleado en el trazado de estructuras anatómicas: comenzando el registro al empezar a dibujar el perfil blando, y finalizando cuando el operador daba por concluido el trabajo.

- Tiempo de medición: empleado en el dibujo de líneas, medición de los ángulos y distancias en los trazados manuales, comenzando al trazar las líneas necesarias para la cefalometría, y finalizando cuando se escribía en la cefalometría la última medida.

La muestra consistió en 960 trazados cefalométricos y 1200 registros de tiempo. Cada uno de los cuatro operadores (fig. 49) trazó ocho veces cada radiografía (6 digitales y 2 manuales), obteniendo 180 trazados digitales y 60 trazados manuales, registró el tiempo empleado para cada uno de ellos, y para la medición en el trazado manual tomó un registro a mayores.

3.1.2 Protocolo

Los trazados se dividieron en cuatro grupos dependiendo del material empleado. Se creó un grupo 1 para el trazado manual, con subgrupos para el momento inicial y final.

En formato digital se utilizaron tres programas; el grupo 2 con Nemoceph (Software Nemotec SL, España, Madrid) y los subgrupos para el momento inicial y final, el grupo 3 con Ortomed (Infomed servicios informáticos SL, Barcelona, España) y los subgrupos para el momento inicial y final, el grupo 4 con Dolphin (Dolphin Imaging & Management Solutions, Estados Unidos, California, Woodland Hills) y los subgrupos para el momento inicial y final. De este modo cada grupo se dividió en dos subgrupos, un subgrupo inicial si era la primera vez que se trazaba la cefalometría sobre la radiografía y un subgrupo final si era realizada un mes después. De esta manera los grupos y subgrupos de la muestra quedaron de la siguiente manera:

- 1- Grupo 1: Radiografías trazadas manualmente, de copia impresa.
 - a. Subgrupo MI (Manual Inicial): Trazado manual inicial, 30 trazados manuales y 60 registros de tiempo.
 - b. Subgrupo MF (Manual Final): Trazado manual final, 30 trazados manuales con un mes de diferencia y 60 registros de tiempo.

- 2- Grupo 2: Radiografías trazadas digitalmente, con software Nemoceph.
 - a. Subgrupo D1I (Digital 1 Inicial): Trazado digital inicial con el método digital 1, 30 trazados digitales y 30 registros de tiempo.
 - b. Subgrupo D1F (Digital 1 Final): Trazado digital final con el método digital 1, 30 trazados digitales con un mes de diferencia y 30 registros de tiempo.

- 3- Grupo 3: Radiografías trazadas digitalmente, con software Ortomed.
 - a. Subgrupo D2I (Digital 2 Inicial): Trazado digital inicial con el método digital 2, 30 trazados digitales y 30 registros de tiempo.
 - b. Subgrupo D2F (Digital 2 Final): Trazado digital inicial con el método digital 2, 30 trazados digitales con un mes de diferencia y 30 registros de tiempo.

- 4- Grupo 4: Radiografías trazadas digitalmente, con software Dolphin.
 - a. Subgrupo D3I (Digital 3 Inicial): Trazado digital inicial con el método digital 3, 30 trazados digitales y 30 registros de tiempo.
 - b. Subgrupo D3F (Digital 3 Final): Trazado digital inicial con el método digital 3, 30 trazados digitales con un mes de diferencia y 30 registros de tiempo.

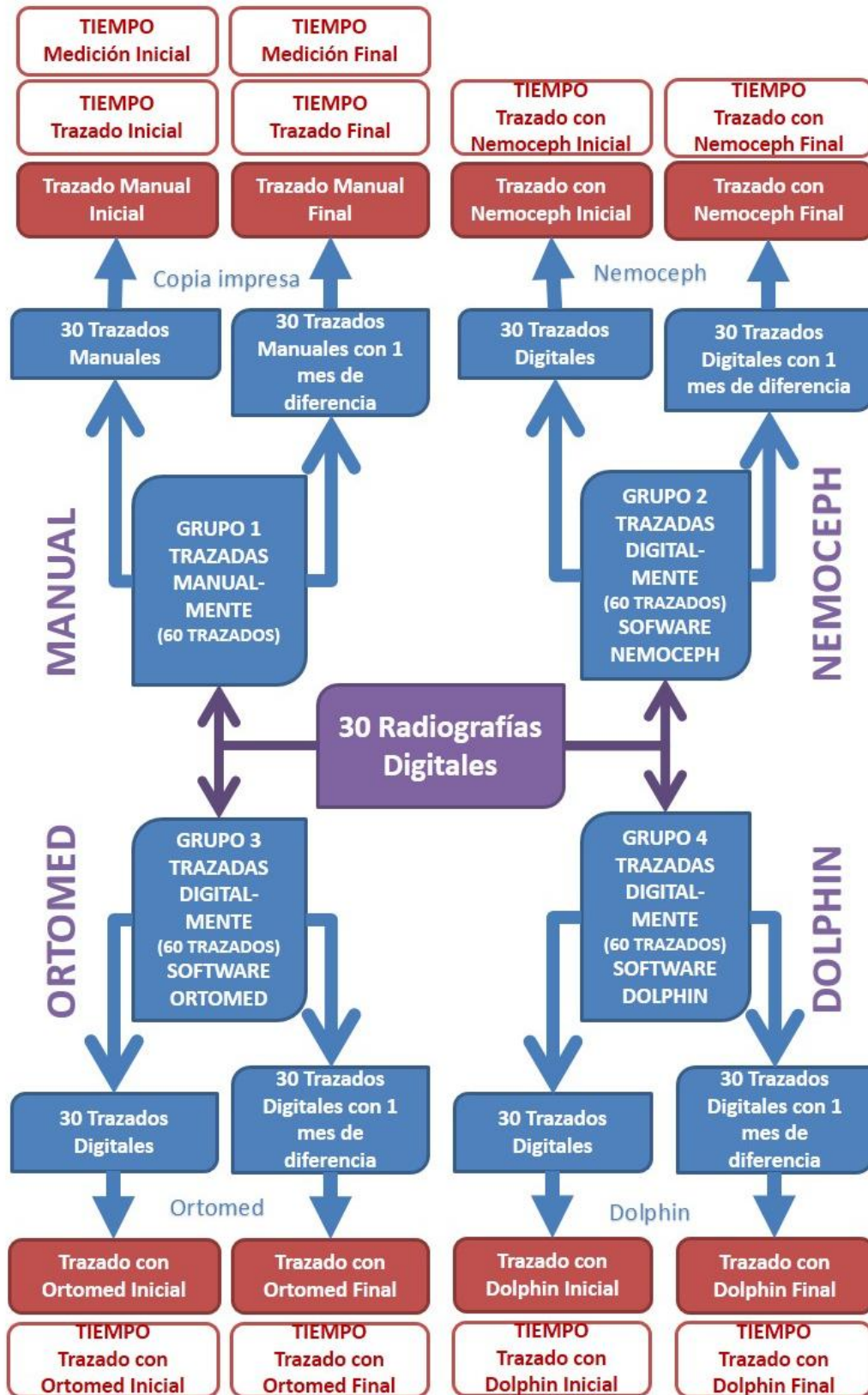


Figura 52: Diagrama de los registros creados por cada operador a partir de las 30 radiografías seleccionadas. Se crearon cuatro grupos, en función del método empleado, y dos subgrupos, según el momento.

3.1.2.1 Comité de Bioética:

En cumplimiento con la normativa contenida en diferentes convocatorias de financiación de la investigación, se exige que los proyectos que impliquen investigación en seres humanos, utilización de sus datos personales o de muestras biológicas de origen humano, experimentación animal o empleo de agentes biológicos o de organismos genéticamente modificados, no sólo cumplan los requisitos establecidos en cada caso por la legislación vigente, sino que cuenten también con la autorización expresa emitida por el Comité de Ética del Centro en que se vaya a realizar la investigación.

Se presentó ante el Comité de Bioética de la Universidad de Salamanca el proyecto de investigación “Estudio cefalométrico comparativo entre trazados manuales y digitales con programas informáticos” obteniendo una resolución favorable en el cumplimiento de los requisitos éticos para su ejecución (fig. 50) el 19 de Noviembre de 2012.

3.2 Trazado Cefalométrico

3.2.1 Puntos a utilizar en el trazado:

Los puntos utilizados en el trazado fueron:

Nasion (Na): Punto en el límite anterior de la sutura frontonasal.

Sella (S): Silla turca, centro geométrico de la misma.

Articular (Ar): punto donde el borde posterior del cuello del cóndilo intersecta el borde inferior del macizo eseno occipital.

Gonion (Go): Jarabak utiliza un punto construido (Gonion Construido Gc), por la intersección de la tangente al borde posterior de la rama y la tangente al borde inferior del cuerpo mandibular.

Mentoniano (Me): Punto más inferior de la sínfisis mandibular.

Punto A (A): Punto más profundo de la curva del maxilar entre la espina nasal anterior y el borde del alvéolo dental.

Punto B (B): Punto más posterior de la concavidad a lo largo del borde anterior de la sínfisis mandibular.

Porion (Po): Punto superior de meato auditivo externo.

Orbitale (Or): Punto más inferior del reborde orbitario. Punto más bajo localizado en el borde externo de la cavidad de la órbita.

Basion (Ba): Punto medio en el borde anterior del foramen magnum

IS: Incisivo. Borde incisal del incisivo superior

ISr: Incisivo: Ápice radicular del incisivo superior

II: Borde incisal del incisivo inferior

IIR: Ápice radicular del incisivo inferior

Columnela (Cm): es el punto más anterior de la Columnela de la nariz

Subnasal: Punto en el plano medio sagital donde la base de la nariz encuentra al labio superior.

Borde del labio superior (labrale superior, Ls): punto más prominente del margen del labio superior.

3.2.2 Medidas empleadas:

Los ángulos utilizados en el trazado se agruparon por los puntos empleados en su construcción, de modo que las medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular (tabla 8) fueron: ángulo de la silla, ángulo articular, ángulo goniaco, ángulo goniaco superior, ángulo goniaco inferior, las medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort (tabla 9): SNB, SNA, ANB, deflexión craneal, profundidad maxilar, ángulo del plano mandibular. Las medidas

relacionadas con tejidos blandos e incisivos (tabla 10): inclinación incisivo superior, Inclinación incisivo inferior, ángulo interincisivo, ángulo nasolabial. Las medidas lineales (tabla 11): Base craneal anterior, base craneal posterior, altura de la rama, altura facial anterior, posición del incisivo superior, posición del incisivo inferior.

Tabla 8 Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Medidas en grados.

Medida	Nombre	Estudio	Norma
Na-S-Ar	Ángulo de la silla	Jarabak	123±5
S-Ar-Go	Ángulo articular	Jarabak	143±5
Ar-Go-Me	Ángulo goniaco	Jarabak	130±7
Ar-Go-Na	Ángulo goniaco superior	Jarabak	52 a 55
Na-Go-Me	Ángulo goniaco inferior	Jarabak	70 a 77

Tabla 9 Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort. Medidas en grados.

Medida	Nombre	Estudio	Norma
SNB		Steiner	82±2
SNA		Steiner	80±2
ANB		Steiner	2±1
FH-NaBa	Deflexión craneal	Ricketts	27±3
FH-NA	Profundidad Maxilar	Ricketts	90±3
FH-mdb	Ángulo plano mandibular	Ricketts	26±4

Tabla 10 Medidas tejidos blandos e incisivos. Medidas en grados.

Medida	Nombre	Estudio	Norma
U1/SN	Inclinación incisivo superior	Bondi Jarabak	103±2
L1/GoMe	Inclinación incisivo inferior	Bondi Jarabak	93±3
U1/L1	Ángulo interincisivo	Steiner	131±6
Nasolabial	Ángulo nasolabial	Björk	90 a 110

Tabla 11 Medidas Lineales. Medidas en milímetros.

Medida	Nombre	Estudio	Norma
S-N	Base craneal anterior	Björk Jarabak	68 a 74
S-Ar	Base craneal posterior	Björk Jarabak	29 a 35
Ar-Go	Altura de la rama	Björk Jarabak	39 a 49
N-Me	Altura facial anterior	Björk Jarabak	105 a 120
U1-NA	Posición incisivo superior	Steiner	4±1
L1-NB	Posición incisivo inferior	Steiner	4±1

3.2.3 Jornadas de instrucción y calibración

Antes de proceder al trazado cefalométrico, los operadores fueron instruidos en el método a emplear independientemente de su experiencia. Las jornadas consistían en la explicación del método, de los puntos empleados y medidas, trazado de una cefalometría aleatoria del grupo seleccionado por parte del operador principal (LDPC), y finalizaba con el trazado de las cefalometrías que considerase necesarias el operador a instruir en la jornada. Finalizada la jornada, las cefalometrías realizadas para el aprendizaje se eliminaron y se acordaba el plazo de comienzo de los trazados, las sesiones disponibles y el plazo de un mes para realizar el segundo trazado con el mismo método. Se comenzó con el trazado manual, que era habitual a todos los operadores y se les indicó el material a emplear, el procedimiento de trazado, los puntos cefalométricos, medidas seleccionadas, registro del tiempo y anotación de los datos obtenidos en la hoja numerada del trazado.

Tras finalizar el trazado manual, se realizaron los trazados con el software Nemoceph, seguidos de Ortomed y Dolphin.

3.2.4 Grupo 1: Trazado Manual

Cada imagen digital se encontraba en formato .jpeg (Joint Photographic Experts Group), y para evitar distorsiones durante su impresión, se transformó a un archivo .pdf (portable document format) utilizando el programa Adobe Acrobat (Adobe Systems Incorporated, Estados Unidos, California, San José) Se imprimió cada imagen con una impresora láser color OKI C3300 (Oki Electric Industry Co., Ltd., Japón, Tokyo, Minato-ku) a máxima calidad en un área de impresión de 195x255 mm en folios blancos.

Cada trazado manual se realizó sobre film transparente Photocop Fil de Staedler (Staedtler Mars GmbH & Co. KG, Alemania, Nuremberg) utilizando rotuladores permanentes Staedler de 0.5 color negro para el trazado, y color azul para las medidas, se decidió utilizar éstas características por ser de fácil acceso a todos los operadores.

Las radiografías impresas se fijaban al film transparente con cinta adhesiva en las esquinas, para evitar el deterioro de los folios impresos se protegieron las zonas donde se adhería y retiraba la cinta adhesiva con un rectángulo de cinta adhesiva.

El procedimiento de trazado comenzaba al pulsar el cronómetro digital, con la identificación de las estructuras anatómicas y perfil con el rotulador negro. Tras ello se pausaba el registro del tiempo y se anotaba. A continuación se reanudaba y el operador trazaba las líneas de las medidas. Las medidas se tomaron con una plantilla y

transportador de Ricketts, con portaángulos estandarizado. Se registraron en la esquina superior derecha. Finalizados las medidas y sus registros el operador detenía el cronometraje y anotaba el último registro del tiempo.

Las radiografías se numeraron del 1 al 30. Y en su versión sobre acetato se escribió en la esquina superior derecha los datos que se registraron (tabla 12).

Tabla 12: Tabla de recopilación de datos en cada radiografía.

Nº Radiografía/Trazado	...
Medidas angulares	
Na-S-Ar	
S-Ar-Go	
Ar-GoMe	
Ar-Go-Na	
Na-Go-Me	
SNA	
SNB	
ANB	
U1/S-N	
L1/Go-Me	
U1/L1	
FH- NaBa	
FH-NA	
FH-mdb	
Nasolabial:	
Medidas lineales	
S-N	
S-Ar	
Ar – Go	
N – Me	
U1 – NA	
L1 – NB	

3.2.5 Grupos 2, 3 y 4: Trazado Digital

El ordenador portátil que se usó para los trazados digitales fue un HP G62-B85SS (Hewlett-Packard, Estados Unidos, California, Palo Alto). Presentaba las siguientes características:

- Procesador Intel core i3 (Intel Corporation Inside, Estados Unidos, California, Santa Clara)
- 4096 mb de memoria RAM
- Tarjeta gráfica ATI Radeon Mobility HD 5470 (ATI Technologies Inc., Canadá, Ontario, Markham)
- Sistema Operativo: Windows 7 Home Premium OA. (Microsoft Corporation, Estados Unidos, Washington, Redmond)
- Pantalla de 15,6 pulgadas. Resolución 1366x768. LED.

Los datos correspondientes al estudio se guardaron en una unidad de disco duro encriptado externa Iomega Ego Encrypt de 320 gb. (Iomega, Estados Unidos, California, San Diego).

Cada programa cefalométrico utiliza diferentes puntos para el trazado digital. La siguiente tabla desarrolla los puntos, comunes y diferentes en cada programa, y los empleados en el trazado manual para este estudio.

Tabla 13: Puntos cefalométricos requeridos por los programas para el trazado y los empleados para el estudio. Cada punto nombrado como aparece reflejado en cada uno de los programas informáticos.

Nemoceph	Ortomed	Dolphin	Manual
Nasion Na	Nasion Na	Nasion Na	Nasion Na
silla Si	silla Si	Sella	silla Si
Menton Me	Menton Me	Menton	Menton Me
Orbital Or	Orbital Or	Orbital Or	Orbital Or
punto A	punto A	A point	punto A
Articular Ar	Articular Ar	Articulare	Articular Ar
Basion Ba	Basion Ba	Basion Ba	Basion Ba
Porion Po	Porion Po	Porion Po	Porion Po
Incisivo superior IS	Borde IS	U1 Tip	Incisivo superior IS

Raíz incisivo superior ISR	Ápice IS	U1 Root	Ápice IS
Incisivo inferior II	Borde II	L1 tip	Incisivo inferior II
Raíz incisivo Inferior IIR	Ápice II	L1 Root	Ápice II
Punto B	Punto B	B point	Punto B
Labio superior Anterior LS	Labio superior	Upper lip	Labio superior Anterior LS
Subnasal	Subnasal	Subnasale	Subnasal
Gonion Go	Gonion Go	Gonion	Gonion Go
Espina Nasal posterior ENP	Espina Nasal posterior ENP	ANS	
Espina Nasal anterior ENA	Espina Nasal anterior ENA	PNS	
Antegonial Ag	Antegonial Ag	Ramus point	
Condilo Co	Condilo Co	Condylion	
Primer molar Superior distal A6	Distal molar superior	Distal U6	
Primer molar Inferior distal B6	Distal molar inferior	Distal L6	
Pogonion Pg	Pogonion Pg	Pogonion	
Pogonion blando Pg´	Pogonion blando Pg´	S.T. Pogonion	
Cervical	Cervical	Throat point	
Mentón Blando Me´	Mentón Blando Me´	S.T. Menton	
Labio inferior Anterior LI	Labio inferior Anterior LI	Lower lip	
Stomion inferior Stmi	Stomion inferior Stmi	Stomion inferius	
Stomion Superior Stms	Stomion Superior Stms	Stomion Superius	
Nasal EN	Nasal EN	Tip of nose. Pronasale	
Nasion Blando Na´	Nasion Blando Na´	S.T. Nasion	

Pterigomaxilar Post-Sup PT	Pterigoideo	Pt	
R3	Rama Sup R3	Sigmoid Notch R3	
R1	Rama ant R1	MidRamus R1	
Gnation Gn	Gnation Gn	Anatomical Gnathion	
Suprapogonion	Suprapogonion Pm		
Cóndilo posterior Cop	Cóndilo posterior Cop		
Nasal Medio Columela NM	Columela		Columnela
	Puente nasal	Bridge of nose	
	A´	S.T. A point	
	B´	S.T. B point	
	Gn´	S.T. Gnathion	
Primer molar Superior mesial A6	Mesial U6		
Primer molar Inferior mesial B6	Mesial L6		
Glabela G´		S.T. Glabela	
Posgonial Ks	Cóndilo Anterior	U6 occlusal	
Surco labial inferior SLI	Rama post	L6 occlusal	
Surco labial superior SLS	Canino Superior	L1 labial gingival border	
Punto posterior plano oclusal OP	Canino Inferior	L1 lingual gingival border	
Punto anterior plano oclusal OA	Oclusal premolar	U1 labial gingival border	
Centro sínfisis D		U1 lingual gingival border	

3.2.5.1 Grupo 2: Trazado digital con software Nemoceph

El programa utilizado fue el Nemoceph Dental Studio NX en su versión 8.5.2, adquirido por el operador en Octubre de 2009.

El procedimiento para el trazado fue:

- Colocación de la llave en el puerto USB e inicio de Nemoceph.exe. Introducir Usuario y contraseña.

- Se creó una ficha de paciente por cada radiografía, para identificar al operador el campo para el nombre registraba el número de operador (del 1 al 4), y el campo para el apellido se usaba para registrar la radiografía, poniendo una letra y un número como únicos datos, donde la letra indica el momento del trazado, I (Inicial) o F (Final), y el número la radiografía (del 1 al 30).

- Se importó la radiografía en formato jpeg.

- En el asistente del trazado se calibra la imagen, utilizando las referencias del apoyo nasal, con tres puntos que en total miden 30 mm.

- Seleccionar los métodos cefalométricos de Björk, Gianelli, Jarabak, Ricketts y Steiner.

- Realización del trazado propiamente dicho, Comienza a registrar el tiempo. El programa nos da en orden establecido los puntos de los estudios, que debemos marcar en la radiografía.

- Fin el asistente, guardado de la imagen y su trazado. Si algún punto se tuvo que reubicar, se seleccionó modificar el trazado.

- Una vez realizada la cefalometría se procedió a ajustar el trazado. Se revisó uno a uno los puntos empleados o construidos. A parte del propio ajuste de puntos, se usó

otra opción para dibujar mejor las estructuras: las Curvas de Bezier (utilización de curvas paramétricas).

- Fin de ajuste fino, guardado de la imagen, registro del tiempo empleado y exportación de los datos de los valores a estudiar a una tabla Excel (Microsoft Corporation, Estados Unidos, Washington, Redmond).

El programa permitió exportar los datos de modo automático a un archivo Excel. El investigador sólo tuvo que ordenar copiando y pegando las medidas de todos los operadores a la tabla final en un archivo Excel.

3.2.5.2 Grupo 3: Trazado digital con software Ortomed

El programa utilizado fue el Ortomed EVO en su versión 4.5.10.1203, adquirido por el operador en Octubre de 2011.

El procedimiento para el trazado fue:

- Iniciar GELITE.EXE. Introducir usuario y contraseña.
- Abrir Pacientes y crear uno Nuevo
- Se creó una ficha de paciente por cada radiografía, para identificar al operador el campo para el nombre registraba el número de operador (del 1 al 4), y el campo para el apellido se usaba para registrar la radiografía, poniendo una letra y un número como únicos datos, donde la letra indica el momento del trazado, I (Inicial) o F (Final), y el número la radiografía (del 1 al 30).
- Abrir la aplicación Gesimag. Cerrar la pestaña de video demostrativo. Abrir una nueva plantilla y seleccionar plantilla de radiografías (telerradiografía). Con el botón derecho o con el botón superior de "importar archivo" cargar la imagen de la telerradiografía. Navegar por las carpetas del ordenador, y una vez en la carpeta adecuada, seleccionar la radiografía correspondiente. Selecciona el tipo de imagen:

Radiografía lateral de cráneo. La imagen aparece en la barra superior. Picando dos veces sobre ella se abre, y aparece un cuadro de herramientas.

- Se calibra con el icono "nueva medida" (una regla con un +). Pide aceptar para calibrarla. Se calibró desde el punto de la regla superior al inferior, sin soltar el botón del ratón, con la medida 30 (en mm).

- Cuando la imagen está calibrada, se puede abrir en Ortomed.

- Dentro de Ortomed, se pulsa CREAR ESTUDIO y después en radiografía lateral NUEVA. Se cierra la ventana de vídeos demostrativos.

- Una vez marcado el icono del lápiz se pulsa el botón de "Colocación de puntos".

- El operador comienza a registrar el tiempo y a trazar. El programa nos da en orden establecido los puntos predefinidos. Si algún punto se tuvo que reubicar, se seleccionó de la lista.

- El último punto a trazar es "cervical". Finalizado el trazado cuando el operador se considera satisfecho, procede con el registro de tiempo y guardado en un archivo del trazado.

El programa no permitió exportar los datos de modo automático a una tabla Excel u otro archivo de texto. Dado que las medidas empleadas no se encuentran predefinidas en ningún estudio establecido, y no se permite exportar, el investigador tuvo que hacer una captura de pantalla como copia de seguridad y transferir manualmente las medidas de todos los operadores a la tabla final en un archivo Excel.

[3.2.5.3 Grupo 4: Trazado digital con software Dolphin](#)

El programa utilizado fue el Dolphin en su versión 11, cedido a la universidad en abril de 2012 por un período de prueba.

El procedimiento para el trazado fue:

- Iniciar Dolphin.EXE. No era necesario introducir usuario y contraseña.

- Abrir Pacientes y crear uno Nuevo: Se creó una ficha de paciente por cada radiografía, para identificar al operador el campo para el nombre registraba el número de operador (del 1 al 4), y el campo para el apellido se usaba para registrar la radiografía, poniendo una letra y un número como únicos datos, donde la letra indica el momento del trazado, I (Inicial) o F (Final), y el número la radiografía (del 1 al 30).

- Elección de “inicial” como momento de tratamiento del paciente. Selección de captura de imagen “radiografía lateral”. Se mantienen los valores predefinidos de auto-dibujado de estructuras y como calibración se selecciona la regla a un valor de 30mm.

- Captura de una imagen digital. En la carpeta asociada se selecciona la radiografía a trazar, y se recorta para adecuarla, en el presente estudio no se recortó ninguna imagen.

- Los primeros dos puntos del trazado son para la ubicación de la regla y calibración de la imagen.

- Se comienza a registrar el tiempo y el operador procede con el trazado, siguiendo los puntos propuestos por el programa en el orden establecido.

- Finalizado el trazado cuando el operador se considera satisfecho, procede con el registro de tiempo y guardado en un archivo del trazado. Dado que era una versión de prueba, el programa limitaba el número de pacientes a 10, así que al finalizar el procedimiento se guardó una copia del archivo antes de eliminarlo.

El programa permitió exportar los datos de modo automático a un archivo de texto. El investigador tuvo que transferir y ordenar, copiando y pegando cada una de las medidas de todos los operadores a la tabla final en un archivo Excel.

3.2.5 Repetición de los trazados

Para determinar la fiabilidad de los operadores y la reproducibilidad, todas las 30 radiografías fueron trazadas de nuevo con cada método con un mes de diferencia, por cada operador. Se utilizaron las mismas radiografías en su formato digital y en su versión impresa.

3.3 Recopilación de los datos:

Los datos obtenidos se ordenaron en una tabla para su revisión y tratamiento estadístico (tabla 14).

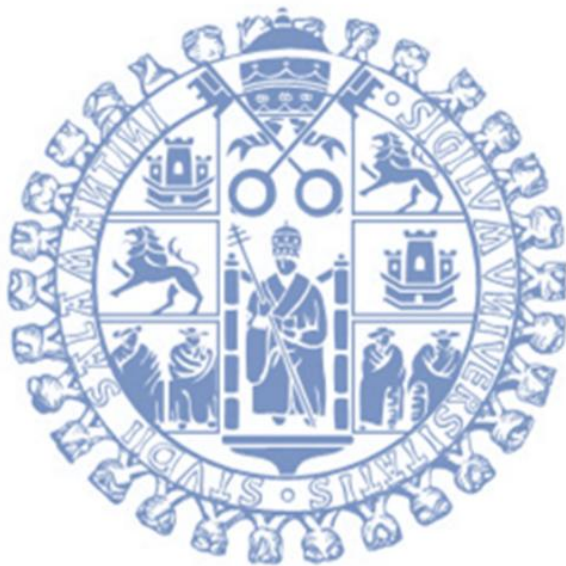
Tabla 14: Ejemplo de la tabla de recopilación de datos de todas las radiografías. En las filas se posicionaron los datos por radiografía (del 1 al 30) y por operador sucesivamente. En las columnas se posicionaron los datos de las medidas cefalométricas y de tiempo por método y momento.

Nº Radiografía	Na-S-Ar.M.I	Na-S-Ar.M.F	Na-S-Ar.D1.I	...	Tiempo D3.F	OPERADOR	EXPERIENCIA
1	125	126	125,5	...	119	1	1
2	130	130	128,4	...	118	1	1
3	127	126	123	...	108	1	1
4	125	123	122,5	...	111	1	1
5	125	125	124,2	...	111	1	1
6	120	120	120,6	...	95	1	1
7	123	122	122,4	...	98	1	1
8	128	127	126,4	...	83	1	1
9	119	120	117,4	...	114	1	1
10	125	126	124	...	85	1	1
11	126	126	127,7	...	98	1	1
...
24	141	141	140,5	...	107	4	0
25	129	129	125,6	...	79	4	0
26	133	132	129,4	...	93	4	0
27	130	130	128,2	...	91	4	0
28	127	125	124,1	...	93	4	0
29	121,5	119	118,4	...	84	4	0
30	137	134	133,5	...	86	4	0

3.4 Análisis estadístico

Para el análisis estadístico se utilizaron:

- Media y desviación estándar: La distribución de datos de las variables cuantitativas recopiladas en el presente estudio se sintetiza y es descrita mediante un valor central (media) y un valor de dispersión (desviación estándar).
- T de student, prueba independiente, para comparar las medias entre grupos diferentes (en función de la experiencia o método), para valorar la consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. Se consideró una $p < 0.05$ como estadísticamente significativa. Hipótesis nula: no hay diferencia entre las medias de los grupos. Hipótesis alternativa: existe una diferencia entre las medias de los grupos.
- T de student para muestras apareadas, para comparar el tiempo de análisis (inicial y final) en función del grado de experiencia. Se consideró una $p < 0.05$ como estadísticamente significativa. Hipótesis nula: no hay diferencia entre los tiempos de los grupos. Hipótesis alternativa: existe una diferencia entre los tiempos de los grupos.
- Cálculo del coeficiente de correlación intraclase de los parámetros en función de la experiencia de los observadores (los dos grupos de experiencia) para los distintos métodos.
- El programa informático de análisis estadístico empleado fue el IBM SPSS Statistics 20.0 (Statistical Package for the Social Sciences, IBM, EEUU, Chicago, Illinois).



4. RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1. Estadística descriptiva de las medidas: Valores promedio y desviación estándar de las medidas.

Las tablas 15,16, 17, y 18 muestran los valores promedio de los parámetros en los diferentes métodos (manual, Nemoceph, Ortomed, Dolphin) y su desviación estándar.

En la tabla 15, donde se reflejan las medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular, la distribución de los datos es dada en grados, se observa un valor de dispersión mayor en N-S-Ar ($123,5\pm 11,4$) para el trazado con Dolphin en su trazado final, con respecto a los valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 4,7$). S-Ar-Go, muestra un valor de dispersión mayor en el momento inicial del trazado manual ($145,7\pm 12,2$) con respecto a los valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es ± 7).

En la tabla 16, donde se reflejan las Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort, la distribución de los datos es dada en grados, se observa un valor de dispersión mayor en FH-Mdb ($26,1\pm 12,4$) para el método manual en su trazado inicial, con respecto a los valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 4,7$).

En la tabla 17, donde se reflejan las medidas angulares de tejidos blandos e incisivos, la distribución de los datos es dada en grados, se observa un valor de dispersión mayor en U1-SN ($106,2\pm 17,6$) para el trazado con Nemoceph, en su trazado inicial, con respecto a sus valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 6,9$). U1-L1, tiene un aumento de la desviación estándar ($128,4\pm 19,5$) en el momento inicial del trazado con Ortomed, con respecto a sus valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 9,5$). L1-GoMe, muestra un valor de dispersión mayor en el momento final del método manual ($94,6\pm 10,9$), y en el trazado con Dolphin durante los momentos inicial ($92,7\pm 11,3$) y final ($90,7\pm 17,1$), con respecto a sus valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 7,5$).

En la tabla 18, donde se reflejan las Medidas lineales, la distribución de los datos es dada en milímetros, se observa un valor de dispersión mayor en N-Me ($116,5\pm 9$) para el trazado con Nemoceph en su trazado final, y para el trazado con Dolphin en su trazado final ($117,6\pm 10,4$), con respecto a los valores de dispersión en el resto de métodos y momentos (la desviación estándar de esta medida en el resto de métodos es $\pm 7,5$).

Tabla 15: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al plano Silla-Articular, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas entre los diferentes métodos en los trazados iniciales y finales.

Tabla 15	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
Na-S-Ar	126,0±5	125,9±4,6	124,9±4,6	124,8±4,5	125,0±4,7	125,0±4,9	125,0±5,1	123,5±11,4
S-Ar-Go	145,7±12,2	146,7±7,9	147,6±7,5	147,8±7,6	141,7±7,1	141,7±6,9	145,1±7,6	145±7,7
Ar-Go-Me	120,1±6,3	120,0±6,3	120,7±6,4	120,7±6,3	127,1±7,5	127,5±5,3	124±7,4	124,7±7,3
Ar-Go-Na	47,9±4,3	47,7±4,4	47,8±4,4	47,7±4,4	51,9±4	51,9±3,8	50,1±4,4	50,3±4,6
Na-Go-Me	72,3±4,4	72,6±4,5	72,9±4,4	73±4,2	75,7±4	75,6±4,1	73,9±4,9	74,4±4,9

Tabla 16: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al plano Silla-Articular, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas entre los diferentes métodos en los trazados iniciales y finales.

Tabla 16	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
SNB	77,4±4,6	77,2±4,2	77,8±3,8	77,7±3,8	77,8±3,9	78,0±3,9	78,1±4,1	78,4±4,2
SNA	80,2±4,8	80,2±4,5	80,5±4	80,6±3,9	80,6±4,1	80,9±4	81,4±4,6	81,6±4,9
ANB	3,0±1,8	3,0±1,8	2,8±1,9	2,9±2	2,8±2,1	3,0±2,1	3,3±2,6	3,2±2,5
FH-NaBa	26,3±3,7	26,5±3,5	25,9±3,5	26,2±3,6	26,2±3,5	25,9±3,5	25,7±3,6	25,5±3,6
FH-NA	89,1±5	89,4±4,8	87,5±4	87,8±4,2	87,5±4,3	87,5±4,1	87,9±4,7	87,7±5,1
FH-mdb	26,1±12,4	25,1±5,7	26,4±5,2	26,1±5,4	27,3±5,4	27,6±5,4	27,5±6,3	27,7±5,9

Tabla 17: Valores promedio y desviación estándar de las medidas angulares al inicio y al final de tejidos blandos e incisivos, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas.

Tabla 17	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
U1/S-N	103,3±6,9	103,2±6,9	102,7±6,8	103,1±6,7	106,2±17,6	104,2±6,7	104,6±6,9	104,1±6,4
L1/Go-Me	95,7±7,5	94,6±10,9	95,7±7,7	96,2±7,4	94,1±7,3	93,9±7,1	92,7±11,3	90,7±17,1
U1/L1	128,2±9,3	128,6±9,5	128,2±9,7	127,2±9,7	128,4±19,5	127,3±9	127,8±9,4	128,4±8,6
Nasolabial	106,9±11,5	106,9±10,9	105,7±10,6	104,8±10,5	105,2±11,8	106,6±11,3	110,2±8,7	110,4±9,9

Tabla 18: Valores promedio y desviación estándar de las medidas lineales medidas en milímetros al inicio y al final, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas.

Tabla 18	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
S-N	70,6±3,8	70,6±3,7	67,3±3,7	67,4±4,4	67,9±3,5	67,5±3,8	68,6±3,6	69,1±5,6
S-Ar	36,0±3,2	36,0±3,4	34,1±3,4	34±3,4	34,5±3,3	34,2±3,2	35,5±3,7	35,5±3,8
Ar-Go	49,1±6,9	49,1±6,8	46,2±6,7	45,9±6,2	46,9±6,3	46,7±6,5	48,7±6,9	48,5±6,7
N-Me	121,2±7,2	121,4±7,3	116,3±7,5	116,5±9	116,7±7,6	115,7±7,5	117,3±7,6	117,6±10,4
U1-Na	5,4±2,3	5,4±2,4	5,2±2,3	5,0±2,3	5,4±2,4	5,2±2,2	4,4±3	4,5±3,2
L1-NB	5,8±2,8	5,8±2,8	5,7±2,7	5,7±2,8	5,6±2,6	5,6±2,6	5,6±2,8	5,6±2,8

4.2. Estadística descriptiva y comparativa de los tiempos empleados

La tabla 19 representa los valores promedio de los tiempos en los diferentes métodos (manual, programa Nemoceph, programa Ortomed y programa Dolphin) y momentos (Inicial y final). Se separa la medición de tiempo registrado en el trazado manual entre trazado del perfil y estructuras (nombrado como “manual”), y el tiempo de trazado de líneas, toma de medidas lineales y angulares, y registro de los datos (nombrado como “interpretación”). Se observa que los trazados iniciales supusieron una mayor cantidad de tiempo que en los trazados finales, a excepción de la interpretación del trazado manual, que incrementó el tiempo en los finales en 4,4 segundos de media.

Esta reducción media de tiempo es de 1,5 segundos en el trazado manual, de 9,8 segundos en el trazado con Nemoceph, de 20,6 segundos en Ortomed y de 21,1 en Dolphin (Gráfica 1).

La mayor cantidad de tiempo empleado fue con la interpretación del trazado manual (dibujo e interpretación de las medidas) que requirió 18 minutos (1091,3 segundos) de media por operador. El tiempo empleado en el trazado manual (dibujo de perfil y estructuras), fue de 166 segundos de media. El trazado digital en el que los operadores emplearon menos tiempo fue en Dolphin con 114 segundos de media seguido de los trazados de Ortomed con 139,1 segundos de media. El trazado con Nemoceph requirió 178,3 segundos de media siendo el método digital que más tiempo requiere de media.

La tabla 20 utiliza una prueba t-student, prueba que sirve para comprobar si hay una diferencia entre las medias muestrales de dos grupos. En este caso se ha utilizado para demostrar si hay una diferencia significativa entre las medidas del tiempo iniciales y finales en cada método para cada grupo de operadores. La hipótesis nula afirma que los tiempos empleados en diferentes momentos para cada método no se diferencian sensiblemente entre ellos, la hipótesis alternativa afirma que los tiempos en diferentes momentos para cada método son diferentes. Para el presente trabajo aceptamos la hipótesis alternativa cuando $p < 0,05$.

La tabla 20 muestra la comparación del tiempo de análisis en segundos al inicio y al final en función del grado de experiencia. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar el tiempo inicial y final entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. Se mostró muy significativa ($p \leq 0,01$) entre los tiempos inicial y final de trazado con Nemoceph, con Ortomed, y con Dolphin del grupo inexperto (Gráfica 2), así como entre los tiempos inicial y final de la interpretación manual, del trazado con Ortomed y con Dolphin del grupo experto (Gráfica 3).

Tabla 19: Valores promedio y desviación estándar de las mediciones temporales en segundos al inicio y al final, con el trazado manual, y los programas Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Las medias aritméticas de los valores muestran una variabilidad no significativa de las medidas. El tiempo medio al inicio es mayor que al final, a excepción del tiempo empleado en la interpretación del trazado manual. Medidas en segundos.

Tabla 19	Tiempo método manual						Tiempo métodos digitales					
	Trazado		Medición		Nemoceph		Ortomed		Dolphin			
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final		
Tiempo	166,7±59,6	165,2±57,6	1089,1±350,9	1093,5±393,7	183,2±45	173,4±29,4	149,4±47,7	128,8±43,1	124±40,1	102,9±23,5		
Media	166		1091,3		178,3		139,1		114			

Gráfica 1: Comparación tiempo promedio en los diferentes métodos y momentos.

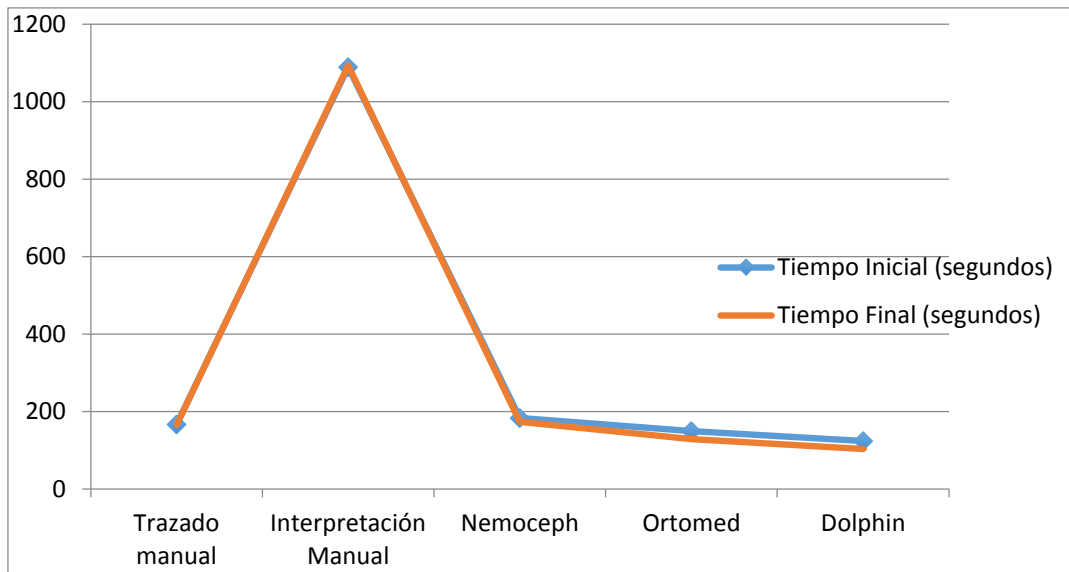
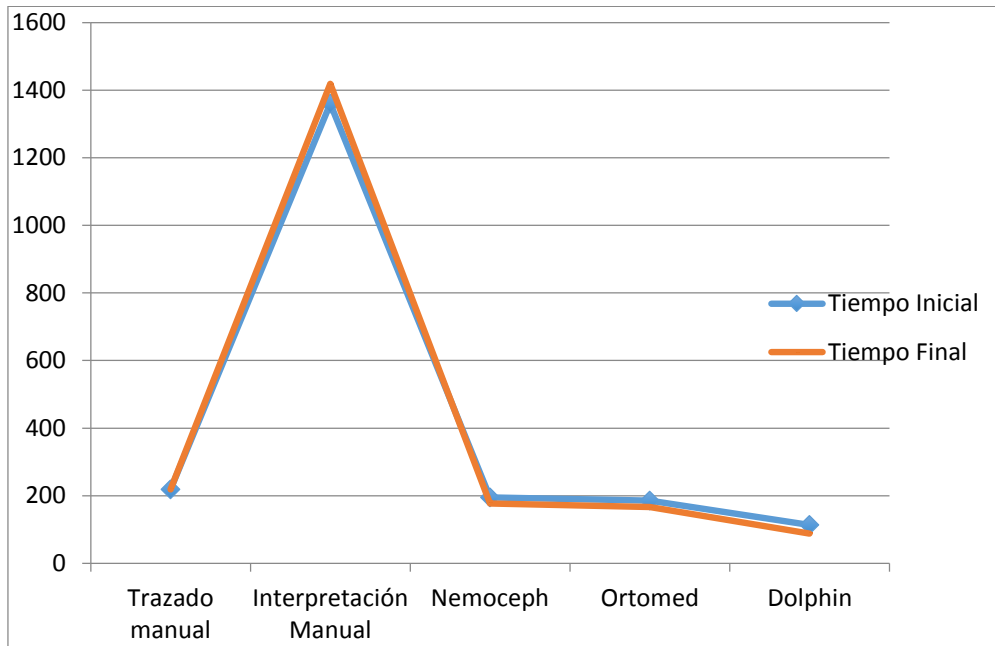


Tabla 20: Comparación del tiempo de análisis en segundos al inicio y al final en función del grado de experiencia. T de student para muestras apareadas de las mediciones temporales en segundos al inicio y al final, al realizar el trazado manual (diferenciando el tiempo empleado en el trazado y el empleado en la medición), trazado con Nemoceph, Ortomed y Dolphin. Se tomó $p < 0,05$ como significativa y $p < 0,01$ como muy significativa. Esta comparación muestra como significativa la diferencia entre el tiempo empleado en la interpretación del trazado manual en los trazados iniciales y finales del grupo experto, y muy significativas las diferencias entre el tiempo empleado en los trazados

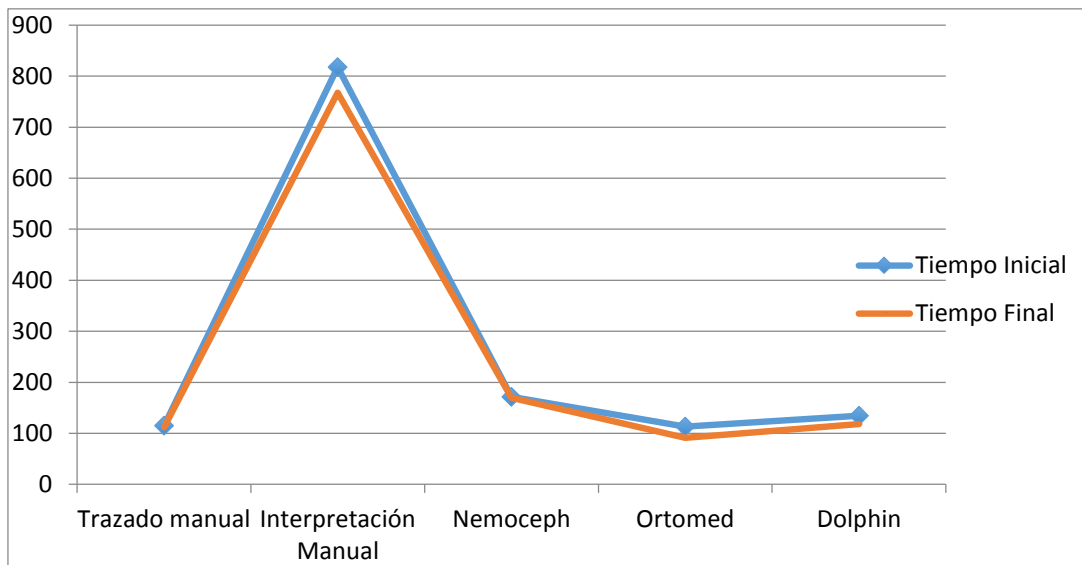
iniciales y finales del trazado con Nemoceph para el grupo inexperto, el método digital 2 (Ortomed) y digital 3 (Dolphin) en ambos grupos de experiencia.

Tabla 6	Tiempo método manual				Tiempo métodos digitales							
	Trazado		Medición		Nemoceph		Ortomed		Dolphin			
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final		
INEXPERTO	218,6±33,4	218,6±21,5	1360,5±236,6	1419,2±284,4	195±49,9	176,9±26,1	185,5±36,2	166,4±24,3	113,7±40,5	87,5±12,8		
Valor p	p=0,99		p=0,15		**p<0,01		**p<0,001		**p<0,001			
EXPERTO	114,8±23,8	111,8±20,8	817,8±206,5	767,8±126,1	171,4±36,3	169,9±32,2	113,4±25,3	91,1±16,1	134,3±37,3	118,2±21,6		
Valor p	p=0,27		*p=0,01		p=0,82		**p<0,001		**p<0,001			

Gráfica 2: Comparación tiempo Operadores Inexpertos. La diferencia entre el tiempo empleado para el trazado inicial y el final es más notable en los métodos digitales, aumentando en los últimos métodos.



Gráfica 3: Comparación tiempo Operadores Expertos. La diferencia entre el tiempo empleado para el trazado inicial y el final es más notable en la interpretación del trazado manual, y en los métodos digitales Ortomed y Dolphin.



4.3. Estadística comparativa de las medidas: T de student para muestras apareadas.

Las tablas 21 a 24 utilizan pruebas t-student, prueba que sirve para comprobar si hay una diferencia entre las medias muestrales de dos grupos. En este caso se ha utilizado para demostrar si hay una diferencia significativa entre las medidas iniciales y finales en cada método para cada grupo de operadores. La hipótesis nula afirma que las medias de las variables obtenidas en diferentes momentos para cada método no se diferencian sensiblemente, la hipótesis alternativa afirma que las variables obtenidas en diferentes momentos para cada método son diferentes. Para el presente trabajo aceptamos la hipótesis alternativa cuando $p < 0,05$.

La Tabla 21 muestra la consistencia (o probabilidad de obtener aleatoriamente los valores encontrados en el estudio) de las medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Los valores de los parámetros se estudiaron antes y después en función de la experiencia, diferenciados los dos grupo de dos operadores según su experiencia, donde el calificado como inexperto son alumnos de pregrado, y el grupo calificado como experto son ortodoncistas con un año de experiencia tras finalizar el máster.. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores.

En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas S-Ar-Go ($p=0,02$), Na-Go-Me ($P=0,02$), para el método manual, N-S-Ar ($p=0,02$), Ar-Go-Me ($p=0,03$), y muy significativa Na-Go-Me ($p < 0,01$) para el trazado con Dolphin. Reseñar que Ar-Go-Me en el método manual para el grupo de inexpertos obtuvo el valor de p más alto de todo el estudio ($p > 0,99$). El resto de medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,07 y 0,99. En el trazado con Nemoceph varía entre 0,3 y 0,69. En el trazado con Ortomed la oscilación se encuentra entre 0,13 y 0,89. Por último en el trazado con Dolphin oscila en torno a 0,34.

En el grupo de expertos fue muy significativa la medida Na-Go-Me ($p < 0,01$) para el trazado con Nemoceph. El resto de medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,31 y 0,94. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,5 y 0,64. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,43 y 0,86. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,19 y 0,68.

La Tabla 22 muestra la consistencia (o probabilidad de obtener aleatoriamente los valores encontrados en el estudio) de las medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de frankfort. Los valores de los parámetros se estudiaron antes y después en función de la experiencia. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p < 0,05$ significativa, para valorar la

consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores.

En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas ANB ($p=0,02$) y FH-NA ($p=0,04$) para el método manual, FHNaBa ($p=0,04$) para el trazado con Ortomed, y muy significativas ANB ($p<0,01$) en el trazado con Nemoceph y FHNA ($p=0,01$) para el trazado con Ortomed. El resto de medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,21 y 0,91. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,17 y 0,94. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,06 y 0,88. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,11 y 0,55.

En el grupo de expertos fueron significativas las medidas FHNaBa ($p=0,03$) en el método manual, FHNaBa ($p=0,02$) y FHNA ($p=0,04$) en el trazado con Nemoceph, y muy significativa SNA ($p<0,01$) en el trazado con Dolphin. Cercana a la significancia SNB ($p=0,05$) en el trazado con Ortomed y en el trazado con Dolphin. El resto de medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,15 y 0,64. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,08 y 0,96. En el método trazado con Ortomed oscila entre 0,06 y 0,74. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,13 y 0,76.

La Tabla 23 muestra la consistencia (o probabilidad de obtener aleatoriamente los valores encontrados en el estudio) de las medidas angulares de tejidos blandos e incisivos. Los valores de los parámetros se estudiaron antes y después en función de la experiencia. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p<0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores.

En el grupo de inexpertos fueron muy significativas las medidas U1/SN ($p<0,001$), L1GoMe ($p<0,01$), U1L1 ($p<0,001$) en el trazado con Nemoceph, y el ángulo Nasolabial ($p<0,01$) en el trazado con Ortomed. El resto de medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,21 y 0,91. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,17 y 0,94. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,06 y 0,88. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,11 y 0,55.

En el grupo de expertos fue significativa la medida U1/SN ($p=0,03$) en el trazado con Nemoceph. El resto de medidas no hubo ninguna medida que obtuviera un valor de p significativo, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,06 y 0,68. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,17 y 0,94. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,07 y 0,54. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,07 y 0,42.

La Tabla 24 muestra la consistencia (o probabilidad de obtener aleatoriamente los valores encontrados en el estudio) de las medidas lineales. Los valores de los parámetros se estudiaron antes y después en función de la experiencia. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p<0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores.

En el grupo de inexpertos fueron significativas U1-NA ($p=0,02$) y L1-NB ($p=0,02$) en el trazado con Dolphin, y muy significativa S-Ar ($p<0,01$) en el método manual. El resto de medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan

en el método manual entre 0,37 y 0,9. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,17 y 0,75. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,09 y 0,83. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,21 y 0,64.

En el grupo de expertos fueron significativas Ar-Go ($p=0,04$) en el trazado con Nemoceph, y muy significativas S-N ($p<0,01$), S-Ar ($p=0,01$), N-Me ($p<0,01$) en el trazado con Ortomed, y U1-NA ($p=0,01$) en el trazado con Dolphin. El resto de medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando valores de p que oscilan en el método manual entre 0,07 y 0,91. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,09 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,3 y 0,35. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,06 y 0,53.

Tabla 21: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p<0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas S-Ar-Go ($p=0,02$), Na-Go-Me ($P=0,02$), para el método manual, N-S-Ar ($p=0,02$), Ar-Go-Me ($p=0,03$), y muy

significativa Na-Go-Me ($p<0,01$) para el método digital 3 (Dolphin). En el grupo de expertos fue muy significativa la medida Na-Go-Me ($p<0,01$) para el método digital 1 (Nemoceph).

Tabla 21	Manual						Nemoceph						Ortomed						Dolphin					
	INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Na-S-Ar	127,4±4,6	127,1±4,5	124,6±4,9	124,6±4,4	125,3±4,3	125±4,5	124,4±4,8	124,6±4,4	125,5±4,5	125,5±4,5	124,4±4,9	124,5±5,2	125,4±5,1	124,8±4,5	124,4±4,9	124,5±5,2	125,4±5,1	124,8±4,5	124,4±4,9	124,5±5,2	125,4±5,1	124,8±4,5	124,6±5,2	122,3±15,5
Valor p	p=0,18		p=0,94		p=0,3		p=0,5		p=0,89		p=0,86		*p=0,02		p=0,86		*p=0,02		p=0,86		*p=0,02		p=0,19	
S-Ar-Go	146,5±8,1	146,0±8,2	144,9±15,3	146,5±7,7	147,1±7,6	147,2±7,8	148,2±7,5	148,4±7,5	141,4±7,2	141,7±7,2	142±7,1	142±6,7	145,6±7,5	145,1±7,8	142±7,1	142±6,7	145,6±7,5	145,1±7,8	142±7,1	142±6,7	145,6±7,5	144,6±7,7	144,9±7,7	
Valor p	*p=0,02		p=0,34		p=0,69		p=0,64		p=0,51		p=0,43		p=0,34		p=0,43		p=0,34		p=0,43		p=0,34		p=0,62	
Ar-Go-Me	120,3±6,5	120,3±6,5	119,8±6,1	119,6±6,2	121,5±6,5	121,3±6,5	119,9±6,3	120,1±6,2	127,2±9	127,7±5,5	127,1±5,7	127,4±5,1	124,3±7,2	125,3±7,4	127,1±5,7	127,4±5,1	124,3±7,2	125,3±7,4	127,1±5,7	127,4±5,1	124,3±7,2	125,3±7,4	123,7±7,5	124±7,2
Valor p	p>0,99		p=0,51		p=0,5		p=0,5		p=0,56		p=0,43		*p=0,03		p=0,43		*p=0,03		p=0,43		*p=0,03		p=0,52	
Ar-Go-Na	47,5±4,5	47,2±4,5	48,3±4,2	48,2±4,3	47,9±4,5	47,8±4,3	47,7±4,4	47,5±4,5	51,7±3,9	51,6±4	52±4,1	52,2±3,6	49,5±4,3	49,8±4,3	52±4,1	52,2±3,6	49,5±4,3	49,8±4,3	52±4,1	52,2±3,6	49,5±4,3	49,8±4,3	50,7±4,6	50,8±4,9
Valor p	p=0,07		p=0,52		p=0,69		p=0,56		p=0,51		p=0,48		p=0,3		p=0,48		p=0,3		p=0,48		p=0,3		p=0,68	
Na-Go-Me	72,9±4,3	73,1±4,5	71,8±4,5	72±4,4	73,6±4,3	73,5±4,2	72,2±4,4	72,5±4,3	76,3±3,8	76±3,9	75,1±4,2	75,2±4,2	74,8±4,7	75,5±5	75,1±4,2	75,2±4,2	74,8±4,7	75,5±5	75,1±4,2	75,2±4,2	74,8±4,7	75,5±5	73,1±4,9	73,2±4,7
Valor p	*p=0,02		p=0,31		p=0,32		**p<0,01		p=0,13		p=0,62		**p<0,01		p=0,62		**p<0,01		p=0,62		**p<0,01		p=0,34	

Tabla 22: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de frankfort. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p<0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de los inexpertos fueron significativas las medidas ANB ($p=0,02$) y FH-NA ($p=0,04$) para el método manual,

FHNaBa ($p=0,04$) para el método digital 3 (Ortomed), y muy significativas ANB ($p<0,01$) en el método digital 1 (Nemoceph) y FHNA ($p=0,01$) para el método digital 3 (Ortomed). En el grupo de expertos fueron significativas las medidas FHNaBa ($p=0,03$) en el método manual, FHNaBa ($p=0,02$) y FHNA ($p=0,04$) en el método digital 1 (Nemoceph), y muy significativa SNA ($p<0,01$) en el método digital 3 (Dolphin). Cercana a la significancia SNB ($p=0,05$) en el método digital 2 (Ortomed) y en el método digital 3 (Dolphin).

Tabla 22	Operador	Manual						Nemoceph						Ortomed						Dolphin					
		INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO		
		INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p	INICIAL	FINAL	Valor p
SNA	79±4,3	79,1±3,9	p=0,68	81,5±4,9	81,3±4,9	p=0,64	80,2±3,8	81,1±4	p=0,96	81,1±4	81,1±4	p=0,96	80,2±4	81,6±4	p=0,06	80±4,2	79,8±4,1	p=0,55	82,9±4,6	83,5±4,9	** p<0,01				
SNB	76,5±4,2	76,3±3,8	p=0,22	78,4±4,8	78,1±4,4	p=0,15	77,6±3,8	77,6±3,8	p=0,58	80±3,9	77,8±3,9	p=0,08	77,3±3,7	77,3±3,8	p=0,88	78,2±4,1	78,6±3,9	p=0,7	78,8±4,4	79,1±4,4	*p=0,05				
ANB	2,6±1,7	2,9±1,6	p=0,02	3,3±2	3,2±2	p=0,38	2,4±1,7	2,6±1,7	p=0,94	3,2±2,1	3,3±2,2	p=0,48	2,6±2	2,8±2,1	p=0,16	2,5±2,7	2,1±1,9	p=0,11	4,1±3,5	4,3±3,7	p=0,13				
FH-NaBa	26,5±3,6	26,4±3,6	p=0,21	26,1±3,8	26,7±3,4	p=0,03	25,9±3,6	25,9±3,7	p=0,94	25,9±3,4	26,5±3,4	*p=0,02	25,4±3,5	25,2±3,7	p=0,73	27±3,3	26,7±3,1	p=0,04	26,1±3,6	25,9±3,5	p=0,56				
FH-NA	90,1±5	90,4±4,8	p=0,04	88,2±4,9	88,5±4,6	p=0,24	86,9±3,9	87±4,1	p=0,54	88±4,1	88,6±4,2	*p=0,04	86,2±4,1	86,3±4	p=0,73	88,7±4,2	88,8±3,8	**p=0,01	89,5±4,4	89,8±4,8	p=0,32				
FH-mdb	26,3±5	26,3±5,1	p=0,91	24,3±6,8	23,9±6	p=0,21	26,9±5,1	26,7±5,2	p=0,24	25,8±5,3	25,5±5,5	p=0,2	28,4±5	28,9±4,9	p=0,06	26,2±5,5	26,2±5,5	p=0,74	25,9±6,6	26,1±6,1	p=0,76				

Tabla 23: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una $p<0,05$ significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores. En el grupo de inexpertos fueron muy significativas las medidas U1/SN ($p<0,001$), L1GoMe ($p<0,01$), U1L1 ($p<0,001$) en el método digital 1 (Nemoceph), y el ángulo

Nasolabial ($p < 0,01$) en el método digital 2 (Ortomed). En el grupo de expertos fue significativa la medida U1/SN ($p = 0,03$) en el método digital 1 (Nemoceph).

Tabla 23 Operador	Manual				Nemoceph				Ortomed				Dolphin			
	INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO		INEXPERTO		EXPERTO	
	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL	INICIAL	FINAL
Momento	102,1±6,7	102,5±6,6	104,5±6,9	104±7,1	103,2±7,1	104,9±6,5	102,3±6,5	101,5±6,5	105,1±6	104,8±6,2	107,4±24,2	104,5±7,1	105,4±6,7	104,7±6	103,8±7	103,5±6,8
U1/SN																
Valor p	p=0,12		p=0,19	**p<0,001			*p=0,03		p=0,32		p=0,33		p=0,22		p=0,42	
LJ/GoMe	95,7±7,5	95,4±7,8	95,9±7,6	93,8±13,3	96,5±7,2	97,3±6,8	95±8,1	95,1±8	94,5±7,4	95,1±6,6	93,6±7,4	92,7±7,3	92±1,8	93±1,5	93,4±7,5	88,4±20,9
Valor p	p=0,21		p=0,17	**p<0,01			p=0,78		p=0,1		p=0,07		p=0,67		p=0,07	
U1/I1	128,2±9,3	127,9±9,4	128,3±9,3	129,3±9,7	126,4±9,5	124,1±8,5	130±9,5	130,3±10	125,6±8,5	125,2±8,5	131,4±26	129,5±9	125,7±9,5	126,1±8,2	130±8,9	130,6±8,5
Valor p	p=0,37		p=0,06	**p<0,001			p=0,5		p=0,45		p=0,54		p=0,48		p=0,18	
Nasolabial	106,2±11,1	106±11,1	107,6±12	107,9±10,8	106,6±11,1	105,4±10,9	104,9±10,2	104,1±10,2	105,6±11,5	108,4±10,8	104,8±12,2	103,7±11,2	109,9±9,2	110±8,8	110,5±8,2	110,8±10,9
Valor p	p=0,47		p=0,68	p=0,13			p=0,19		**p<0,01		p=0,3		p=0,83		p=0,7	

Tabla 24: Consistencia de los valores de los parámetros antes y después en función de la experiencia. T de student para muestras apareadas. Medidas lineales. Se utilizó la prueba T de student para muestras apareadas, con una

p<0,05 significativa, para valorar la consistencia de las medidas al inicio y al final, entre los diferentes métodos para cada grupo de operadores.

Tabla 24 Operador	Manual						Nemoceph						Ortomed						Dolphin					
	INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO			INEXPERTO			EXPERTO		
	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p	INICIAL	FINAL	p
Momento	70,7±3,8	70,7±3,8		70,6±3,6	70,6±3,6		67,5±3,7	67,4±3,3		67,1±3,7	67,4±5,3		67,6±3,3	67,9±3,8		63,1±3,7	67±3,7		68,5±3,7	69,4±7,1		68,6±3,4	68,7±3,6	
Valor p	p=0,63			p=0,72			p=0,37			p=0,53			p=0,2			**p<0,01			p=0,22			p=0,53		
S-Ar	36,3±3,3	35,9±3,4		35,6±3,2	36±3,5		34,7±3,4	34,5±3,3		33,5±3,2	33,5±3,6		34,7±3,4	34,8±3,2		34,3±3,3	33,6±3,1		35,6±3,5	36,1±4		35,4±3,9	34,9±3,4	
Valor p	**p<0,01			p=0,07			p=0,34			p=0,99			p=0,83			**p=0,01			p=0,21			p=0,09		
Ar-Go	48,4±6,7	48,5±6,7		49,8±7	49,7±6,9		46,3±6,6	46,4±6,3		46,1±6,8	45,3±6		47±6,3	47±6,6		46,8±6,4	46,4±6,4		47,8±6,6	47,8±6,6		49,6±7	49,2±6,8	
Valor p	p=0,39			p=0,44			p=0,75			*p=0,04			p=0,75			p=0,35			p=0,64			p=0,08		
N-Me	122,6±7,1	122,6±7,2		119,8±7	120,1±7,2		117,7±7,6	117,3±7,1		115±7,2	115,8±10,5		117,4±7,5	117,5±7,7		115±7,8	113,8±6,8		118,5±7,6	119,4±12,2		116,2±7,6	115,8±8	
Valor p	p=0,9			p=0,24			p=0,18			p=0,37			p=0,71			**p<0,01			p=0,43			p=0,16		
U1-NA	5,9±2,4	5,8±2,5		5±2,1	5±2,3		5,9±2,5	5,7±2,4		4,5±2	4,3±2,1		5,7±2,6	5,5±2,5		5,1±2,2	4,9±2		5,6±3,3	6,4±2,9		3,2±2,1	2,7±2,2	
Valor p	p=0,37			p=0,91			p=0,17			p=0,09			p=0,24			p=0,3			*p=0,02			**p=0,01		
L1-NB	5,9±2,9	5,9±2,9		5,7±2,7	5,7±2,7		5,8±2,7	5,9±2,6		5,6±2,8	5,5±3		5,8±2,5	5,9±2,7		5,4±2,7	5,2±2,6		5,8±2,8	6±2,8		5,4±2,8	5,1±2,7	
Valor p	p=0,6			p=0,96			p=0,69			p=0,51			p=0,09			p=0,32			*p=0,02			p=0,06		

4.4. Estadística comparativa de las medidas: coeficiente de correlación intraclase

Las tablas 25 a 28 utilizan pruebas de inferencia, concretamente se utilizó un índice de correlación intraclase. Los coeficientes de correlación intraclase (CCI) se usan para determinar la concordancia o acuerdo intra e inter operador para cada variable. El Coeficiente de correlación intraclase deriva del análisis de la varianza, evalúa la fiabilidad de la calificación, mediante la comparación de la variabilidad de diferentes calificaciones del mismo sujeto cruzando con la variación total en todas las calificaciones y todos los sujetos. Es una medida de la homogeneidad de los elementos dentro de los grupos y tiene un máximo valor de 1 cuando hay una homogeneidad completa. Este coeficiente funciona como un índice de reproducibilidad para los datos continuos estableciendo si los examinadores están capacitados para tener uniformidad y reproducibilidad en los análisis cefalométricos. También se muestra su intervalo de confianza (par de números entre los cuales se estima que estará cierto valor desconocido con una determinada probabilidad de acierto). Para valorar la significancia de los resultados, se utilizó la escala propuesta por Landis y Koch.

La Tabla 25 muestra el cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular, en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción (en variables independientes la estimación no está condicionada por el acoplamiento de las variables). También se muestra su intervalo de confianza (par de números entre los cuales se estima que estará cierto valor desconocido con una determinada probabilidad de acierto).

Sólo la medida Ar-Go-Me (0,74(0,57-0,85)) para el grupo inexperto en el trazado con Ortomed obtuvo resultados por debajo de 0,80. El resto de medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscilan en el método manual entre 0,97 y 0,99. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,95 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,94 y 0,98. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,90 y 0,97.

Las medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscilan en el método manual entre 0,95 y 0,98. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,94 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,93 y 0,97. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,90 y 0,98.

La Tabla 26 muestra el cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort, en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción (en variables independientes la estimación no está condicionada por el acoplamiento de las variables). También se

muestra su intervalo de confianza (par de números entre los cuales se estima que estará cierto valor desconocido con una determinada probabilidad de acierto)..

Ninguna medida de ningún grupo de operadores obtuvo resultados por debajo de 0,80. Las medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscilan en el método manual entre 0,93 y 0,99. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,95 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,95 y 0,99. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,84 y 0,98.

Las medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscila en el método manual entre 0,95 y 0,98. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,94 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,93 y 0,97. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,90 y 0,98.

La Tabla 27 muestra el cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas angulares de tejidos blandos e incisivos, en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción (en variables independientes la estimación no está condicionada por el acoplamiento de las variables). También se muestra su intervalo de confianza (par de números entre los cuales se estima que estará cierto valor desconocido con una determinada probabilidad de acierto).

Ninguna medida de ningún grupo de operadores obtuvo resultados por debajo de 0,80. Las medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscila en el método manual entre 0,98 y 0,99. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,93 y 0,98. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,89 y 0,97. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,89 y 0,92.

Las medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscila en el método manual entre 0,91 y 0,95. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,94 y 0,97. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,88 y 0,94. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,85 y 0,96.

La Tabla 28 muestra el cálculo del coeficiente de correlación intraclase de las distintas medidas lineales, en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción (en variables independientes la estimación no está condicionada por el acoplamiento de las variables). También se muestra su intervalo de confianza (par de números entre los cuales se estima que estará cierto valor desconocido con una determinada probabilidad de acierto)..

En el grupo de inexpertos las medidas S-N (0,68(0,46-0,81)) y N-Me (0,76(0,60-0,86)) en el trazado con Dolphin obtuvieron resultados por debajo de 0,80. La medida N-Me (1,00(0,99-1,00)) en el método manual obtuvo los resultados más altos de correlación intraclase de todo el estudio. El resto de las medidas del grupo inexperto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscila en el método manual entre 0,97 y 0,99. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,94 y 0,99. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,89 y 0,98. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,82 y 0,99.

En el grupo de expertos, las medidas L1-NB (0,70(0,50-0,82)) en el método manual y S-N (0,74(0,57-0,85)) en el trazado con Nemoceph obtuvieron resultados por debajo de 0,80. El resto de las medidas del grupo experto no fueron significativas, mostrando un CCI que oscila en el método manual entre 0,92 y 0,99. En el trazado con Nemoceph oscila entre 0,81 y 0,97. En el trazado con Ortomed oscila entre 0,88 y 0,97. Por último en el trazado con Dolphin oscila entre 0,84 y 0,98.

Tabla 25 Cálculo del coeficiente de correlación intraclass de las distintas medidas angulares en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular. Para ésta tabla se han elegido las medidas promedio y la estimación se ha calculado asumiendo que no está presente el efecto de interacción. Sólo la medida Ar-Go-Me (0,74(0,57-0,85)) para el grupo inexperto en el método digital 2 (Ortomed) obtuvo resultados por debajo de 0,80.

Medidas Angulares	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO
	Na-S-Ar	0,98(0,96-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,95(0,92-0,97)	0,94(0,90-0,96)	0,94(0,90-0,96)	0,95(0,92-0,97)	0,94(0,91-0,97)
S-Ar-Go	0,99(0,98-0,99)	0,98(0,96-0,99)	0,96(0,93-0,98)	0,96(0,93-0,98)	0,96(0,93-0,97)	0,94(0,90-0,96)	0,92(0,87-0,95)	0,90(0,84-0,94)
Ar-Go-Me	0,99(0,98-0,99)	0,97(0,94-0,99)	0,97(0,94-0,98)	0,98(0,97-0,99)	0,74(0,57-0,85)	0,93(0,89-0,96)	0,93(0,90-0,96)	0,93(0,87-0,96)
Ar-Go-Na	0,97(0,98-0,99)	0,95(0,92-0,97)	0,96(0,93-0,98)	0,97(0,95-0,98)	0,98(0,96-0,99)	0,93(0,89-0,96)	0,90(0,84-0,94)	0,91(0,84-0,94)
Na-Go-Me	0,99(0,98-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,99(0,98-0,99)	0,99(0,99-100)	0,97(0,95-0,98)	0,97(0,96-0,99)	0,97(0,96-0,98)	0,98(0,96-0,99)

Tabla 26 Cálculo del coeficiente de correlación intraclass de las distintas medidas angulares en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de frankfort.

Medidas Angulares	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO
	SNA	0,97(0,95-0,99)	0,95(0,91-0,97)	0,97(0,95-0,98)	0,98(0,96-0,98)	0,97(0,94-0,98)	0,98(0,96-0,99)	0,89(0,81-0,93)
SNB	0,98(0,96-0,99)	0,97(0,94-0,98)	0,99(0,98-0,99)	0,98(0,97-0,99)	0,99(0,98-0,99)	0,96(0,93-0,98)	0,96(0,94-0,98)	0,97(0,95-0,98)
ANB	0,93(0,89-0,96)	0,93(0,89-0,96)	0,95(0,92-0,97)	0,97(0,95-0,98)	0,88(0,81-0,93)	0,95(0,92-0,97)	0,84(0,73-0,90)	0,95(0,92-0,97)
FH-NaBa	0,98(0,97-0,99)	0,93(0,89-0,96)	0,98(0,96-0,99)	0,91(0,85-0,95)	0,97(0,94-0,98)	0,90(0,83-0,94)	0,98(0,94-0,98)	0,85(0,75-0,91)
FH-NA	0,99(0,98-0,99)	0,96(0,94-0,98)	0,98(0,96-0,99)	0,93(0,89-0,96)	0,97(0,95-0,98)	0,94(0,90-0,96)	0,93(0,89-0,96)	0,92(0,86-0,95)
FH-rmdb	0,99(0,98-0,99)	0,95(0,92-0,97)	0,98(0,97-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,95(0,92-0,97)	0,98(0,96-0,99)	0,95(0,92-0,97)	0,93(0,88-0,96)

Tabla 27: Cálculo del coeficiente de correlación intraclass de las distintas medidas lineales en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos.

Medidas Angulares	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO
	U1/SN	0,99(0,97-0,99)	0,94(0,90-0,96)	0,95(0,92-0,97)	0,95(0,92-0,97)	0,96(0,94-0,97)	0,94(0,89-0,96)	0,89(0,82-0,94)
L1/GoMe	0,99(0,98-0,99)	0,95(0,91-0,97)	0,98(0,96-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,96(0,94-0,98)	0,93(0,88-0,96)	0,92(0,86-0,95)	0,95(0,93-0,97)
U1/L1	0,98(0,97-0,99)	0,91(0,86-0,97)	0,95(0,92-0,97)	0,96(0,94-0,98)	0,97(0,94-0,98)	0,91(0,85-0,95)	0,92(0,86-0,95)	0,96(0,93-0,97)
Nasolabial	0,99(0,99-1,00)	0,91(0,85-0,95)	0,93(0,88-0,96)	0,94(0,89-0,96)	0,89(0,82-0,94)	0,88(0,79-0,93)	0,89(0,82-0,94)	0,85(0,75-0,91)

Tabla 28: Cálculo del coeficiente de correlación intraclass de las distintas medidas lineales en función de la experiencia del observador para los distintos métodos. Medidas lineales.

Medidas Lineales	Manual		Nemoceph		Ortomed		Dolphin	
	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO	INEXPERTO	EXPERTO
	S-N	0,99(0,98-0,99)	0,96(0,94-0,98)	0,96(0,93-0,98)	0,74(0,57-0,85)	0,94(0,91-0,97)	0,89(0,81-0,93)	0,68(0,46-0,81)
S-Ar	0,99(0,98-0,99)	0,92(0,86-0,95)	0,95(0,91-0,97)	0,85(0,75-0,91)	0,92(0,87-0,95)	0,89(0,82-0,93)	0,83(0,72-0,90)	0,84(0,74-0,91)
Ar-Go	0,99(0,99-1,00)	0,99(0,98-0,99)	0,97(0,96-0,99)	0,95(0,92-0,97)	0,97(0,95-0,98)	0,92(0,87-0,95)	0,99(0,99-1,00)	0,99(0,98-0,99)
N-Me	1,00(0,99-1,00)	0,99(0,98-0,99)	0,97(0,96-0,98)	0,81(0,68-0,89)	0,97(0,95-0,98)	0,88(0,80-0,93)	0,76(0,60-0,86)	0,98(0,96-0,99)
U1-NA	0,97(0,95-0,98)	0,94(0,90-0,96)	0,94(0,90-0,96)	0,91(0,85-0,95)	0,89(0,82-0,93)	0,90(0,83-0,94)	0,82(0,70-0,89)	0,87(0,79-0,93)
L1-NB	0,99(0,99-1,00)	0,70(0,50-0,82)	0,99(0,98-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,98(0,97-0,99)	0,97(0,95-0,98)	0,97(0,95-0,98)	0,97(0,95-0,98)



5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

La cefalometría es por ahora el único método cuantitativo práctico que permite la investigación y examen de la relación entre estructuras craneales y estructuras dentales (McClure, 2005). Su utilización en ortodoncia es de gran interés, y todos los métodos que se desarrollan en torno a ella.

El uso del software de análisis cefalométrico en la práctica y diagnóstico ortodóncico de muchos profesionales es un hecho, y pese a la aparición de nuevos métodos como el 3D o las tabletas, el trazado en soportes digitales sigue siendo mayoritariamente en ordenadores personales con imagen obtenida de telerradiografías. Ésta realidad no sólo se ve reflejada en la amplia variedad de programas disponibles para el ortodoncista, sino también en el número de versiones y actualizaciones que recibe dicho software, que superan ampliamente la capacidad de la comunidad científica de validar o corroborar las mejoras en dichos métodos (Grybauskas, 2007).

Por otra parte, el método manual, analógico o trazado sobre película, sigue siendo el método de elección para la educación de los nuevos profesionales en los centros de estudios. Dado que las películas radiográficas están desapareciendo a favor de la obtención de la radiografía digital directa, realizar un trazado manual requiere la impresión u obtención de una copia impresa de la telerradiografía, que muchas veces se hace sobre papel de alta calidad en vez de "film" translúcido, dado el alto coste y dificultad para encontrar impresoras tan concretas. Hemos pasado el período de transición a los soportes digitales y actualmente las radiografías obtenidas son directamente digitales, lo que por practicidad se traza con programas digitales.

El estudio de la fiabilidad del trazado cefalométrico ha sido algo común desde sus inicios, y necesario dado su empleo como herramienta diagnóstica. Sin embargo los cambios que se han producido los últimos años, acelerados por el cambio de plataformas, la gran cantidad de programas que han surgido y sus frecuentes actualizaciones, hacen muy necesarios los nuevos estudios y revisiones.

Dentro de los elementos que han favorecido la adopción de los sistemas digitales, el ahorro de tiempo ha sido uno de ellos, y por tanto se ha comparado en estudios previos (Santoro, 2006), sin embargo si consideramos el trazado por partes, vemos que la ventaja del trazado digital obtenida en otros estudios no diferencia los procedimientos que requiere, por tanto en este trabajo se ha incluido la comparativa entre el trazado manual y los trazados digitales, pero se ha tenido en cuenta la secuenciación de diferentes partes dentro del trazado manual para poder estudiarlo más equitativamente con el trazado digital.

Se han realizado estudios de un solo operador, estudiando la fiabilidad intermétodo e intraoperador, con múltiples operadores, bien donde los operadores eran personas experimentadas o bien en amplios grupos de estudiantes, pero el estudio con ambos tipos de operadores, utilizando diferentes sistemas, carece de precedente.

Este estudio es un avance en el estudio de la reproducibilidad en cefalometría por comparar cuatro tipos de trazados, donde el trazado manual se realiza con los medios disponibles en cualquier clínica informatizada, y los trazados digitales (Nemoceph, Ortomed y Dolphin) se han realizado con versiones de los programas no evaluadas previamente. Además se ha estudiado la influencia de la experiencia de los operadores en los distintos trazados y el tiempo empleado, diferenciando el necesario para el dibujo (común a todas las técnicas) y el de medición (únicamente en el trazado manual).

El desarrollo de la discusión del estudio, comienza con el material y método, discutiendo tanto la muestra, el protocolo y el análisis estadístico empleado. Posteriormente, se discuten los resultados divididos por los métodos de trazado empleados (trazado manual, con Nemoceph, Ortomed y Dolphin), y cada uno se estudia en función de la estadística aplicada, comparando la dispersión de los datos de la desviación estándar, analizando la reproducibilidad con la t de student, y por último viendo el efecto de la experiencia de los operadores con el índice de correlación. A continuación se estudian los tiempos empleados para los métodos, seguido de las diferencias entre operadores inexpertos y expertos. Por último, se analizan las medidas empleadas en el trabajo, agrupadas por zonas (angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular, angulares al inicio y al final de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort, angulares de tejidos blandos e incisivos y las medidas lineales), y finalmente se estudian los puntos que las conforman.

5.1. Discusión del material y métodos

5.1.1 Muestra

El tamaño muestral se decidió teniendo en cuenta que cada medida cefalométrica en cada trazado no sigue una distribución normal. Siguiendo el teorema central del límite, donde si una variable cualquiera estudiada puede descomponerse en suma de variables independientes, la variable se aproxima tanto más a la normal cuantos más sumandos tiene. Si las variables a estudiar no siguen una distribución normal en la población de individuos, pero la muestra es lo suficientemente grande ($N \geq 30$), entonces la “población” de las medias muestrales si se distribuyen como una Normal.

La selección de las radiografías se hizo con el objetivo de no introducir fuentes de error que pudiesen ser controladas con un control de calidad previo. Por ello, las radiografías eran originalmente digitales, y no fueron películas que se sometieran a un proceso de digitalización que pudiera ser susceptible de errores humanos o instrumentales (Naumova, 2009), así como se obtiene el mayor rango dinámico de la imagen (Polat-Ozsoy, 2009).

El formato de imagen, jpeg, es el utilizado por los programas informáticos, que si bien aceptan una amplia variedad de formatos, una vez importada la radiografía al sistema, la transforman a dicho formato. La resolución, escala de grises y tamaño del pixel se encuentran dentro de la calidad aconsejada para los estudios cefalométricos (Santoro, 2006).

Los puntos cefalométricos que se iban a emplear debían ser visibles, y no podían tener artefactos que impidiesen su localización. Esto no impide que su localización siga siendo laboriosa y requiera de habilidad por parte de los operadores, pero limita que el número de medidas se vea reducido por mediciones no válidas cuando una estructura no es visible.

La superposición de las olivas del cefalostato era importante para tener un cierto control de los errores de proyección, derivados por un mal posicionamiento del paciente (Houston, 1983; Santoro, 2006).

La muestra tenía una variedad de pacientes, con diferentes edades y sexos, con el objetivo de no introducir un sesgo en el estudio, pero no se utilizaron radiografías de niños o pacientes en crecimiento. De haberlo hecho la dispersión de los datos hubiera aumentado, y el presente estudio se basa en la comparación de la consistencia de las medidas.

El número de observadores y el número de veces trazadas las radiografías pueden aumentar el error (entendido como desviación de un valor central). La tendencia de un solo operador podría dar más consistencia en la identificación que la de varios operadores, dado que el error intraobservador es menor siempre que el interobservador (Chen YJ, 2004), pero el número de operadores y el número de observadores no aumentan tan significativamente el error (Trpkova, 1997) como para prescindir de utilizar varios operadores y estudiar los trazados repetidos, que son de importancia capital para hallar sesgos en el estudio.

Para el estudio de la experiencia, se eligió operadores con diferentes niveles, pero se exigía un cierto nivel de habilidad y que pudieran ser emparejados. Por ello los operadores del grupo experto eran ortodoncistas con un año de experiencia clínica tras la finalización del máster de ortodoncia de tres años, y ambos comparten la misma formación, al realizar el mismo máster durante la misma promoción. Los operadores del grupo inexperto eran alumnos de pregrado (licenciatura), de 5º curso con las asignaturas de ortodoncia aprobadas (Ortodoncia I de tercer curso con 11 Créditos y Ortodoncia II del cuarto curso con 11 créditos y Ortodoncia Clínica con 4.5 créditos en el quinto curso), y de la misma universidad (Universidad de Salamanca). A mayores, cada grupo de experiencia fueron instruidos en sesiones para cada uno de los tipos de trazados que debían realizar previamente (Houston, 1982).

Para los registros del tiempo empleado se utilizó el cronómetro digital de un teléfono táctil, dado que la amplia pantalla permitía visualizar correctamente el tiempo y los botones pulsadores para el inicio y final de la medición. No se optó por un cronómetro deportivo porque primaba la sencillez de uso y visualización, y los registros del tiempo no requerían unidades menores al segundo.

Los puntos cefalométricos fueron seleccionados en base a la revisión bibliográfica, buscando aquellos que tuvieran publicaciones previas, y que no fueran puntos contruidos, sino directamente localizados por el operador. Dado que las publicaciones indican que los puntos contruidos por planos tienen una mayor incidencia de error en los programas informáticos, no se consideraban adecuados (Sayinsu, 2007). Además se eligió a aquellos que fueran comunes en la formación ortodóncica por estar presentes en los estudios cefalométricos más difundidos (Ricketts, Steiner, Jarabak).

Las medidas, elegidas a partir de los puntos seleccionados, debían ser una combinación de los puntos, y se buscaron combinaciones de modo que cada punto estuviera al menos en tres medidas. Aquellas medidas resultantes debían tener algún estudio previo de su validez.

Se decidió estudiar las medidas cefalométricas para validar los métodos de trazado cefalométrico, en vez de estudiar los puntos cefalométricos en ejes cartesianos. Hacer estudios utilizando medidas cefalométricas es para que sus resultados sean más cercanos a la práctica clínica, ya que son el producto final del trazado cefalométrico y de los datos del tratamiento (Polat-Ozsoy, 2009), de modo que, aunque estos estudios son más complejos de analizar, es más fácil observar las repercusiones. Pocos estudios comparan medidas lineales y angulares, porque el análisis de reproducibilidad de líneas

y ángulos es más difícil (por sus múltiples fuentes de error) que los de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Santoro, 2006).

Los únicos puntos que no fue posible emplear en varias mediciones fueron los empleados para el ángulo nasolabial, pero se consideró importante disponer de al menos una medición de tejidos blandos.

5.1.2 Protocolo

El protocolo de trabajo consistió en el trazado de las 30 radiografías dos veces en cada programa informático y trazado manual, por cada operador. Para valorar correctamente la consistencia de las medidas, al menos cada radiografía debía ser trazada dos veces. Algunos trabajos utilizan muestras más grandes, de más de 100 radiografías, pero para valorar la repetibilidad escogen algunas radiografías al azar de la muestra, no siendo por tanto el mejor método para valorar la consistencia de las medidas (Hagemann, 2000). El tamaño de la muestra, como decíamos anteriormente, es adecuado al objetivo, y repetir el trazado por cada sistema a estudiar nos permite valorar la concordancia adecuadamente. Repetir más trazados por cada radiografía aumenta la fiabilidad (Baumrind, 1971b) pero este aumento no es tan significativo como para justificar el esfuerzo realizado, y puede verse oscurecido por la variación entre operadores cuando se hacen estudios interexaminadores (Arponen, 2008).

5.1.3 Análisis estadístico

Cuando no existe un “gold standard”, la concordancia es la medida de la consistencia, mientras que si existe, entonces la concordancia refleja la conformidad con el estándar. En los estudios de validez y reproducibilidad de la cefalometría a veces se trabaja con valores centrales o promediados como medidas para comparar los resultados, y que actúan como medida de referencia (Chen YJ, 2000). Sin embargo, estos valores no tienen porqué ser el valor real, y gran parte de trabajos se realizan sin un “gold standard” (Dvortsin, 2008). Trabajamos entonces buscando la concordancia y la consistencia.

A fin de estimar el grado de concordancia de las observaciones de diferentes operadores, métodos o instrumentos, se utiliza la correlación.

Entre los estadísticos empleados, para la valorar la validación de variables que parecen estar relacionadas, habitualmente se utiliza la correlación intraclase con el coeficiente de correlación de Pearson (Albarakati, 2012; Ongkosuwito; 2002), sin embargo se aconseja la utilización de otros estadísticos a mayores en este tipo de estudios (Krummenauer, 2000), y se utilizaron pruebas t-student para pruebas independientes para la consistencia de los parámetros (McClure, 2005; Chen YJ, 2004) y para muestras apareadas en el estudio comparativo del tiempo requerido (Uysal, 2009; Chen SS, 2004).

Los coeficientes de correlación intraclase se usan para determinar la concordancia o acuerdo intra e inter operador para cada variable. El Coeficiente de correlación intraclase deriva del análisis de la varianza, evalúa la fiabilidad de la calificación, mediante la comparación de la variabilidad de diferentes calificaciones del mismo sujeto cruzando con la variación total en todas las calificaciones y todos los sujetos. Es una medida de la homogeneidad de los elementos dentro de los grupos y tiene un máximo valor de 1 cuando hay una homogeneidad completa. Este coeficiente funciona como un índice de reproducibilidad para los datos continuos estableciendo si los examinadores están capacitados para tener uniformidad y reproducibilidad en los análisis cefalométricos. Esta prueba estadística se empleó para evaluar el efecto de la experiencia de los operadores en las medidas entre los diferentes métodos de trazado (tablas 25 a 28). La consistencia de las mediciones de los observadores se valoró en función del grado de acuerdo con la escala propuesta por Landis y Koch (tabla documento revisión).

En estadística, una prueba t de Student, prueba t-Student, o Test-T es cualquier prueba en la que el estadístico utilizado tiene una distribución t de Student (es una distribución de probabilidad que surge del problema de estimar la media de una población normalmente distribuida cuando el tamaño de la muestra es pequeño) si la hipótesis nula es cierta. Se aplica cuando la población estudiada sigue una distribución normal pero el tamaño muestral es demasiado pequeño como para que el estadístico en el que está basada la inferencia esté normalmente distribuido, utilizándose una estimación de la desviación típica en lugar del valor real. En el estudio realizado sobre las medidas cefalométricas, la prueba t de student para muestras apareadas, se utilizó para valorar la repetibilidad de las mediciones de los operadores (tablas 21 a 24). Comparando las mediciones iniciales y las finales, se valoró la concordancia, considerando una $p < 0,05$ como significativa y $p < 0,01$ muy significativa, y por tanto se estudia si las medidas obtenidas por los operadores son diferentes entre los momentos iniciales o finales dentro del mismo método de trazado. Esta misma prueba se empleó para comparar la experiencia en las mediciones del tiempo empleado entre los distintos momentos (inicial y final) de los trazados (tabla 20).

Para hacer una valoración del conjunto de los resultados, se usó la media aritmética. También llamada promedio o simplemente media de un conjunto finito de números es el valor característico de una serie de datos cuantitativos objeto de estudio que parte del principio de la esperanza matemática o valor esperado, y se obtiene a partir de la suma de todos sus valores dividida entre el número de sumandos. La media, en este estudio,

tiene un valor descriptivo, y aunque pueden compararse los resultados de las medidas entre distintos métodos de trazado, operadores y momentos, no da por sí sola significancia, dado que no se tomaron valores de referencia con los que compararla (tablas 15 a 18). La media también se obtuvo para el tiempo de trazado en cada uno de los métodos empleados (tabla 19).

A cada media le acompaña la desviación típica. La desviación típica es una medida del grado de dispersión de los datos con respecto al valor promedio. Para conocer con detalle un conjunto de datos, no basta con conocer las medidas de tendencia central, sino que necesitamos conocer también la desviación que presentan los datos en su distribución respecto de la media aritmética de dicha distribución, con objeto de tener una visión de los mismos más acorde con la realidad. La desviación típica, además de servirnos para encontrar dispersión en las medidas, la podemos comparar con la desviación típica de la norma de las medidas en los correspondientes estudios cefalométricos, para valorar si podría tener repercusiones en el diagnóstico. Así, si la desviación típica de las medidas es semejante entre métodos, indica congruencia, y si algún método de trazado cefalométrico tiene una desviación típica muy diferente del resto, nos indica mediciones más variables y menos consistentes (tablas 15 a 18 y 21 a 24). Por ello, al ser otra forma de valorar la dispersión de los valores, se utilizó la desviación estándar. Los errores estándar de mediciones sólo pueden ser de un 5-6% de la medida (Hixon, 1972), y en este trabajo se consideró significativa cuando superaba el 2% de la media de la medida. Para hallarla se calcula mediante el coeficiente de variación; desviación estándar multiplicada por 10 y dividida por la media.

5.2. Trazado manual

El método manual, o trazado cefalométrico con transparencia sobre radiografía, ha sido el método “standard” desde 1931 hasta la actualidad, no tanto por la ausencia de otros métodos (Ricketts, 1969), como por su accesibilidad en comparación. Hasta hace 30 años no se ha podido acceder a otros métodos, o disponer de ellos fuera de centros concretos. Es por su antigüedad que se ha considerado como “gold standard” en parte de los estudios comparativos, pero su fiabilidad depende del origen y calidad de la imagen obtenida (Grybauskas, 2007).

En el presente trabajo se ha utilizado una imagen digital, que para poder ser estudiada con el método tradicional, se imprimió sobre papel y se trazó sobre transparencia. La decisión fue tomada al convertirse en un método cada vez más habitual en el trabajo clínico. Tras revisar la bibliografía y valorarlo como medio válido por los estudios (Bruntz, 2006; Yu, 2008; Geelen, 1998; Hagemann, 2000; Celik; 2009), se decidió incorporarlo al estudio. En todo caso, no se ha considerado como referencia o “gold standard” del presente trabajo.

Teniendo en cuenta que la película radiográfica da más información que una impresión en papel, por la posibilidad de regular la luz del negatoscopio, era muy importante que el papel de trazado no quitase visibilidad a las estructuras, y por ello se utilizó una película transparente de acetato. La elección de este tipo de películas limita la posibilidad de utilizar lápices o rotuladores de punta fina, y sólo se pueden utilizar aquellos que tengan tinta indeleble, de modo que la punta más pequeña posible fue de 0.5 milímetros. Si bien los materiales indicados (impresión en papel, film transparente y rotulador indeleble) son más económicos y accesibles (Tan, 2011) que los materiales empleados en el trazado manual puro (la impresión en película radiográfica, el acetato con hoja traslúcida, lapicera de 0.3 milímetros), era posible que el trazado tuviese menor precisión.

Por los resultados obtenidos, el método manual en ambos grupos se muestra con unos valores excelentes en su gran mayoría, incluso en el grupo de inexpertos rozando la perfección, pero con algunas discrepancias que lo descartan como método de elección o “gold standard”, bien porque el grupo inexperto obtenga valores de p significativos en varias medidas, como que el grupo de expertos muestre una alta dispersión en varias medidas. Otro factor en contra, es la gran cantidad de tiempo que emplea trabajar con éste método y que será estudiada en otro apartado.

5.2.1. Comparación

Observando la desviación típica de las medidas en conjunto (tablas 15 a 18), el trazado manual ha tenido una desviación estándar mayor que el resto de métodos en las medidas S-Ar-Go ($145,7 \pm 12,2$), FH-mdb ($26,1 \pm 12,4$) y L1-GoMe ($94,6 \pm 10,9$).

S-Ar-Go ($145,7 \pm 12,2$) en la tabla 15 tiene una desviación por encima de la norma (± 5), lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico.

FH-mdb ($26,1 \pm 12,4$) en la tabla 16 tiene una desviación por encima de la norma (± 4), lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico.

L1-GoMe ($94,6 \pm 10,9$) en la tabla 17 tiene una desviación por encima de la norma (± 3), lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico. Sin embargo, esta medida aún tiene una desviación típica mayor en el trazado con Dolphin.

Observando la desviación típica de las medidas por grupos de operadores (según experiencia) en las tablas 21 y 23, tenemos de nuevo las medidas S-Ar-Go ($144,9 \pm 15,3$ en el trazado inicial) y L1-GoMe ($93,8 \pm 13,3$ en el trazado final), ambas en el grupo de expertos. Estas desviaciones hacen sospechar que este grupo tuvo dificultades para posicionar algunos puntos involucrados en dichas medidas, aunque debieron ser en radiografías puntuales, dado que no se observan valores significativos de p en esas medidas para dichas tablas.

5.2.2. Reproducibilidad

Valorando la reproducibilidad de los operadores, es decir, la consistencia de sus medidas dentro del mismo método, comparando las mediciones iniciales y finales, obtenemos que el grupo inexperto presenta mayor número de diferencias significativas entre el trazado inicial y el final.

En la tabla 21, S-Ar-Go con una $p=0,02$ tiene como medida inicial $146,5 \pm 8,1$ y como medida final $146,0 \pm 8,2$. Aunque los valores sean tan parecidos, el estudio muestra que en el primer trazado obtuvieron consistentemente un valor que difiere del obtenido en el trazado final.

También en la tabla 21, la medida Na-Go-Me con una $p=0,02$ tiene como medida inicial $72,9\pm 4,3$ y como medida final $73,1\pm 4,5$.

En la tabla 22, ANB con una $p=0,02$ tiene como medida inicial $2,6\pm 1,7$ y como medida final $2,9\pm 1,6$. Aunque los valores sean tan parecidos, al ser una medida angular con un rango tan pequeño, las variaciones la hacen significativa.

También en la tabla 21, la medida FH-NA con una $p=0,04$ tiene como medida inicial $90,1\pm 5$ y como medida final $90,4\pm 4,8$. Aunque los valores sean tan parecidos, el estudio muestra que en el primer trazado obtuvieron consistentemente un valor que difiere del obtenido en el trazado final.

En la tabla 24, S-Ar con una $p<0,01$ es muy significativa, tiene como medida inicial $36,3\pm 3,3$ y como medida final $35,9\pm 3,4$.

Por parte del grupo experto, sólo se vió afectada la medida FH-NaBa (tabla 22), con una $p=0,03$ tiene como medida inicial $26,1\pm 3,8$ y como medida final $26,7\pm 3,4$.

Estos resultados significativos en la reproducibilidad, nos indican diferentes mediciones al inicio y al final con el trazado manual en estas medidas. Dado que la variación entre las medidas es muy pequeña, no son resultados que pudiesen tener repercusión clínica a tenor de los valores de la norma para dichas mediciones. Pero indican una variación en el trazado inicial y final, que se puede justificar con el mes de diferencia del trazado, y una mejor comprensión del trazado manual empleado (Kublashvili, 2004). Una serie de medidas puede diferir sistemáticamente de otra serie después de un tiempo cuando el observador cambia con la experiencia (Baumrind, 1971a).

5.2.3. Efecto de la experiencia

Estudiando el efecto de la experiencia entre los diferentes métodos (tablas 25 a 28), vemos que el trazado manual se ha mostrado muy concordante. Sus valores son excelentes o casi perfectos según la escala propuesta por Landis y Koch, a excepción de la medida L1-NB (tabla 28) para el grupo de expertos, que tuvo una correlación de 0,70, que es un grado de acuerdo alto según la misma escala (tabla 4).

En comparación con los otros métodos de trazado, el trazado manual con los medios propuestos en este estudio se muestra válido para diagnóstico ortodóncico, para ambos grupos de experiencia, aunque el grupo experto obtenga mejores resultados para la medida L1-NB con los otros métodos estudiados (Nemoceph, Ortomed y Dolphin). Este método afirma resultados de otra publicaciones, donde el grado de error depende de los errores de conceptos de la definición y errores de la percepción de la localización de los operadores, más que en la educación o experiencia (Miloro, 2013).

5.3. Trazado con software Nemoceph

El trazado con software digital Nemoceph fue estudiado previamente con un solo operador para la elaboración del trabajo de suficiencia investigadora en 2011 y posteriormente se publicaron sus resultados (Pellicer, 2013), en el transcurso entre dicho trabajo y el actual, varias publicaciones han presentado trabajos que lo validan (Erkan, 2011; Ganna, 2012; Goracci, 2013), aunque todos ellos con versiones anteriores del software. Incluso algunos estudios lo utilizan como método de referencia para estudios comparativos de otros soportes (Goracci, 2013).

Nemoceph permite configurar el análisis cefalométrico, pudiendo el operador seleccionar las medidas que desea ver y agruparlas en un estudio. Antes del procedimiento del trazado, necesita que se introduzcan cinco estudios cefalométricos que sirven para determinar los puntos que se necesitan para el trazado. En los trazados realizados se utilizaron Jarabak, Ricketts, Steiner, Björk y el propio estudio creado para este trabajo, utilizando 47 puntos cefalométricos para el trazado (tabla material y métodos). Después se calibró la imagen utilizando la regla del apoyo nasal, poniendo 30 milímetros.

Durante el trazado, Nemoceph muestra una imagen orientativa de la posición del punto que corresponde en la esquina derecha inferior de la pantalla, pero no da ninguna definición escrita. Una voz indica el nombre del punto que corresponde. En el cursor o puntero del ratón, que tiene forma de cruz de color blanco y bordes negros, tiene en su esquina inferior derecha la abreviación del punto.

Siempre, al inicio de la colocación del punto que corresponda, una etiqueta de color amarillo y bordes negros surge debajo del puntero con el nombre completo del punto cefalométrico en letras negras. La presencia de la etiqueta es breve, y desaparece hasta que se pasa al siguiente punto. En estudios de otros programas, se ha indicado que el cursor puede dificultar la tarea de identificación (Tourne, 1996). En Nemoceph, la presencia de la etiqueta y de la abreviación del punto en el cursor, impide ver las estructuras sobre las que se pone, y el contraste con la radiografía puede desconcertar.

Otra característica de Nemoceph, mientras se está trazando, es que la radiografía no se muestra completa en la pantalla, sino que por defecto se realiza una ampliación en la zona que se está trabajando. El operador debe ajustar el grado de ampliación con cada imagen si así lo desea. Todo ello puede repercutir en el tiempo medio empleado para la elaboración de este análisis, que fue de 178,3 segundos, convirtiéndose en el método digital que más tiempo requiere.

Ambos operadores expertos disponen del programa en la misma versión, ya que es parte de su formación en el máster de ortodoncia, y por tanto tenían una experiencia de varios años trabajando con el programa.

Los resultados del trabajo dan buenos valores de concordancia para este programa, y con respecto a los trabajos publicados, ni el ángulo de la silla ni el ángulo articular (Ganna, 2012) se vieron afectados en este trabajo, y los valores significativos en las medidas relacionadas con el plano de Frankfurt en el grupo de expertos no dan

resultados que puedan tener repercusiones clínicas (Bruntz, 2006) aunque se puedan asociar al programa (Goracci, 2013). Con respecto al trabajo previamente publicado (Pellicer y cols, 2013), de las tres medidas afectadas (SNA, SNB y ANB), se observa que aumentando el número de operadores y la experiencia, se reduce la variabilidad en estas medidas, y sólo ANB en el grupo de inexpertos vuelve a mostrar un valor significativo. Más llamativo es, en el grupo de inexpertos, la agrupación de valores significativos en las medidas que involucran los incisivos. No sería el método de elección para un grupo de personas inexpertas que deben trabajar en la zona incisal porque, pese mostrar una alta correlación que nos indica resultados válidos con respecto a otros métodos, existe una diferencia significativa entre sus valoraciones iniciales y finales, por lo que sus mediciones dentro del programa nemoceph varían al inicio y al final.

5.3.1. Comparación

Observando la desviación típica de las medidas en conjunto (tablas 15-18), el trazado con Nemoceph no ha tenido una desviación estándar significativamente mayor que el resto de métodos en las medidas estudiadas.

Observando la desviación típica de las medidas por grupos de operadores (según experiencia) en las tabla 24, tenemos la medida N-Me ($115,8 \pm 10,5$ en el trazado final) en el grupo de expertos. Esta desviación hace sospechar que este grupo tuvo dificultades para posicionar alguno de los puntos involucrados en esta medida, que cometió algún error, o que hubo discrepancia entre los observadores de dicho grupo, aunque debieron ser en radiografías puntuales, dado que no se observan valores significativos de p en esas medidas para dichas tablas.

Los resultados de la dispersión de los datos nos indican que el trazado con el programa Nemoceph obtiene resultados más uniformes, y es menos dado a valores excéntricos. Este dato es muy importante para la precisión, y podría pensarse que se debe a la experiencia con el programa por parte del grupo experto, pero dado que el grupo inexperto no ha tenido ninguna medida con una desviación que superase las obtenidas con otros métodos, el trazado con el programa Nemoceph en este estudio ha obtenido mejores resultados que en otros trabajos (Ganna, 2012).

5.3.2 Reproducibilidad

Valorando la reproducibilidad de los operadores (tablas 21-24), es decir, la consistencia de sus medidas dentro del mismo método, comparando las mediciones iniciales y finales, obtenemos que el grupo experto presenta mayor número de diferencias significativas entre el trazado inicial y el final (en 5 medidas), mientras que en el grupo inexperto las cuatro medidas afectadas tienen valores muy significativos ($p < 0,01$).

Para el grupo de los expertos (tabla 21), Na-Go-Me con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $72,2 \pm 4,4$ y como medida final $72,5 \pm 4,3$.

En la tabla 22, la medida FH-NaBa con una $p = 0,02$ tiene como medida inicial $25,9 \pm 3,4$ y como medida final $26,5 \pm 3,4$. La medida FH-NA con una $p = 0,04$ tiene como medida inicial $88 \pm 4,1$ y como medida final $88,6 \pm 4,2$.

En la tabla 23, U1/SN con una $p = 0,03$ tiene como medida inicial $102,3 \pm 6,5$ y como medida final $101,5 \pm 6,5$.

En la tabla 24, la medida Ar-Go con una $p = 0,04$ tiene como medida inicial $46,1 \pm 6,8$ y como medida final $45,3 \pm 6$.

Aunque los valores sean tan parecidos en estas medidas, el estudio estadístico muestra que en el primer trazado obtuvieron consistentemente un valor que difiere del obtenido en el trazado final. Sin embargo, y dado que las diferencias entre el trazado inicial y final no llegan al milímetro, no tendría repercusión clínica (Hixon, 1972). Se justifica por la variabilidad de los operadores (Tourne, 1996).

Para el grupo de los inexpertos, en la tabla 8, la medida ANB con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $2,4 \pm 1,7$ y como medida final $2,6 \pm 1,7$. Aunque los valores sean tan parecidos, al ser una medida angular con un rango tan pequeño, las variaciones la hacen significativa.

En la tabla 23, U1/SN con una $p < 0,001$ tiene como medida inicial $103,2 \pm 7,1$ y como medida final $104,9 \pm 6,5$. En la misma tabla, L1/GoMe con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $96,5 \pm 7,2$ y como medida final $97,3 \pm 6,8$. Por último, U1/L1 con una $p < 0,001$ tiene como medida inicial $126,4 \pm 9,5$ y como medida final $124,1 \pm 8,5$. Las variaciones de las medidas de esta tabla, centradas en las medidas que tienen los incisivos, nos indican que el grupo de inexpertos se mostró inconsistente a nivel estadístico en la localización de los puntos implicados en los incisivos, utilizando el programa Nemoceph.

5.3.3. Efecto de la experiencia

Estudiando el efecto de la experiencia entre los diferentes métodos (tablas 25 a 28), vemos que el trazado con Nemoceph se ha mostrado muy concordante. Sus valores son excelentes o casi perfectos según la escala propuesta por Landis y Koch, a excepción de la medida S-N (tabla 28) para el grupo de expertos, que tuvo una correlación de 0,74, que es un grado de acuerdo alto según la misma escala (tabla 4).

En comparación con los otros métodos de trazado, el trazado con Nemoceph y los otros medios de este estudio (trazado manual, digital con el programa Ortomed y digital con el programa Dolphin), se muestra válido para diagnóstico ortodóncico, para ambos grupos de experiencia, aunque el grupo experto obtenga mejores resultados para la medida S-N con los otros métodos estudiados (Nemoceph, Ortomed y Dolphin). Este método afirma resultados de otra publicaciones, donde el grado de error depende de los errores de conceptos de la definición y errores de la percepción de la localización de los operadores, más que en la educación o experiencia (Miloró, 2013).

5.4 Trazado con software Ortomed

El programa Ortomed no tiene publicaciones que estudien su fiabilidad. En el momento de su adquisición para la elaboración del trabajo sólo se distribuía en España, aunque actualmente su proyección internacional es mayor al formar parte de la compañía Henry Schein.

El programa está integrado con otros programas, que requiere para su funcionamiento, el de gestión de pacientes Gesden EVO y el de tratamiento de imagen Gesimag EVO professional. La calibración de la imagen se hace desde el programa Gesimag, y después se enlaza con Ortomed. Se calibró la imagen utilizando la regla del apoyo nasal, poniendo 30 milímetros

Ortomed muestra una imagen orientativa de la posición del punto que corresponde en una barra a la derecha de la pantalla, donde aparecen y pueden ser seleccionados las 47 puntos cefalométricos que emplea para el trazado (tabla material y métodos), pero no da ninguna definición escrita.

En estudios de otros programas, se ha indicado que el cursor puede dificultar la tarea de identificación (Tourne, 1996). El cursor o puntero del ratón, que tiene forma de cruz de color blanco sin bordes, es más grande que el mostrado en Nemoceph. Tiene en su esquina inferior derecha la abreviación del punto, escrito en letra azul con relieve en blanco. La presencia de la abreviación del punto en el cursor, impide ver las estructuras sobre las que se pone, aunque comparado con Nemoceph el contraste con la radiografía es menor.

La radiografía no se muestra completa en la pantalla, sino que por defecto se realiza una ampliación en la zona que se está trabajando. Esta ampliación es menor que en Nemoceph.

Dentro del programa Ortomed, se configuró el estudio, de modo que las medidas empleadas aparecían en reflejadas a la izquierda de la pantalla. Sin embargo, la exportación de los datos no se podía hacer automáticamente, o copiando y pegando en la tabla de recopilación de datos, de modo que se tomó una captura de pantalla y se introdujo por el operador principal los datos de todos los operadores. Para evitar los errores en la transcripción, se revisaron los datos, y posteriormente se evaluaron en la estadística.

Ambos operadores expertos tuvieron acceso a las jornadas de formación del programa en la misma versión, ya que es parte de su formación en el máster de ortodoncia, y pudieron hacer uso del mismo durante un período de prueba de un curso académico. Por tanto tenían experiencia trabajando con el programa. El operador principal adquirió el programa posteriormente para poder realizar el presente trabajo.

El trazado con el software Ortomed, ha mostrado los mejores resultados del grupo inexperto, y un consumo de tiempo bajo, por lo que sería el método de elección para ellos. Sin embargo en el grupo de expertos, pese a ser un programa conocido aunque no sea el habitual de trabajo, observamos una afectación significativa de alguna de las medidas lineales que no lo convierte en el método de elección para el grupo.

5.4.1. Comparación

Observando la desviación típica de las medidas en conjunto (tabla 17), el trazado con Ortomed ha tenido una desviación estándar mayor que el resto de métodos en las medidas U1/S-N ($106,2 \pm 17,6$), y U1/L1 ($128,4 \pm 19,5$). Ambas en el trazado inicial. Estas desviaciones están muy por encima de la norma (± 2 y ± 6), por lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico.

La desviación típica de las medidas por grupos de operadores (según experiencia) en la tabla 23, tenemos la medida U1/SN ($107,4 \pm 24,2$) y U1/L1 ($131,4 \pm 26$) en el trazado inicial en el grupo de expertos. Esta desviación tan grande, hace sospechar que este grupo cometió algún error en la medición de una de las radiografías del trazado inicial (puesto que no se observan valores significativos de p en esa medida para dicha tabla), concretamente en la medida U1/SN, y el error de posicionamiento del incisivo superior fue transmitido a U1/L1. Algo común en los programas estudiados, es que posicionar un punto cefalométrico fuera de la zona habitual en la que se encuentra (como por ejemplo el producido por un click del ratón involuntario), puede distorsionar todas las medidas restantes, dado que los puntos cefalométricos no colocados en el trazado por el operador son posicionados por el programa. Aunque los programas dejan hacer ajustes a posteriori, cuando el trazado ha finalizado, o incluso durante el posicionamiento inicial de los puntos (como es el caso de Ortomed), no siempre corrige los puntos que se generan de manera automática, repercutiendo en los datos finales. Si el operador no repite el trazado, y simplemente recoloca el punto mal posicionado, el error se puede mantener.

Los resultados de la dispersión de los datos nos indican que durante el trazado con el programa Ortomed en el grupo de expertos hubo algún error de posicionamiento en el incisivo superior.

5.4.2 Reproducibilidad

Valorando la reproducibilidad de los operadores (tablas 21 a 24), es decir, la consistencia de sus medidas dentro del mismo método, comparando las mediciones iniciales y finales, obtenemos que el grupo experto presenta mayor número de diferencias significativas entre el trazado inicial y el final (en 4 medidas), mientras que en el grupo inexperto sólo una medida afectada tiene valor muy significativo ($p < 0,01$).

Para el grupo de los expertos, en la tabla 22, SNB con una $p = 0,05$ tiene como medida inicial $72,2 \pm 4,4$ y como medida final $72,5 \pm 4,3$.

En la misma tabla 22, pero en el grupo inexperto la medida Nasolabial con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $105,6 \pm 11,5$ y como medida final $108,4 \pm 10,8$.

En la tabla 24, para el grupo experto, S-N con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $63,1 \pm 3,7$ y como medida final $67 \pm 3,7$. También en la tabla 10, la medida S-Ar con una $p = 0,01$ tiene como medida inicial $34,3 \pm 3,3$ y como medida final $33,6 \pm 3,1$. N-Me con una $p < 0,01$ tiene como medida inicial $115 \pm 7,8$ y como medida final $113,8 \pm 6,8$.

Dado que las variaciones entre las medidas son significativas, esto nos indica un cambio en el trazado y posicionamiento, del momento inicial al final, justificable si los operadores cambiaron con el ejercicio su habilidad manejando el programa.

5.4.3. Efecto de la experiencia

Estudiando el efecto de la experiencia entre los diferentes métodos (tablas 25 a 28), vemos que el trazado con Ortomed se ha mostrado muy concordante. Sus valores son excelentes o casi perfectos según la escala propuesta por Landis y Koch, hasta las medidas S-N, S-Ar y N-Me en el grupo de expertos, afectadas por la reproducibilidad anteriormente vista, no bajan de 0,88 (grado de acuerdo excelente según la misma escala). Sólo la medida Ar-Go-Me, con 0,74 en el grupo inexperto, obtiene un valor por debajo de 0,80 que sigue siendo un grado de acuerdo alto según la escala (tabla 4).

En comparación con los otros métodos de trazado, el trazado con Ortomed y los otros medios de este estudio (trazado manual, digital con el programa Nemoceph y digital con el programa Dolphin), se muestra válido para diagnóstico ortodóncico, para ambos grupos de experiencia, aunque el grupo inexperto obtenga mejores resultados para la

medida Ar-Go-Me con los otros métodos estudiados (Manual, Nemoceph, y Dolphin), sobre todo en el trazado manual, donde este grupo en la comparación de mediciones iniciales y finales obtuvo una $p > 0,99$ alcanzando casi la perfección.

5.5 Trazado con software Dolphin

El programa Dolphin tiene el mayor número de publicaciones estudiando su fiabilidad, o comparándola con otros métodos (Erkan y cols, 2011; Thurzo y cols, 2010; Huja y cols, 2009; Uysal y cols, 2009; Grybauskas y cols, 2007; Simonas y cols, 2007; Collins y cols, 2007; Sayinsu y cols, 2007; Bruntz y cols, 2006; Power y cols, 2005). De los tres programas utilizados es el único cuyo interfaz no está en español.

Al igual que los otros programas, permite configurar el método, pudiendo el operador seleccionar las medidas que desea ver y agruparlas en un estudio. A mayores, durante la selección, se pueden elegir las estructuras que el programa dibujará automáticamente. En este trabajo se permitió al programa dibujar automáticamente las estructuras que tiene seleccionadas por defecto.

Para calibrar la imagen, dentro de las opciones que permite Dolphin, se utilizó la regla del apoyo nasal del cefalostato, calibrada en 30 milímetros.

Durante el trazado, Dolphin muestra en pantalla la más completa variedad de orientaciones para posicionar los puntos cefalométricos, en el cuadro de herramientas a la izquierda de la pantalla. En la parte superior muestra dos imágenes orientativas de la posición del punto. Una a la izquierda, con una radiografía de un caso seleccionado por el fabricante, donde una "x" señalada, indica la posición aproximada en un caso real. Otra imagen a la derecha, con un dibujo esquemático, donde el punto se marca con una "x". Debajo de ambas imágenes, y a la derecha de la barra de selección de los puntos cefalométricos, se encuentra la descripción académica del punto seleccionado. Esta descripción es en inglés. En caso de haber una diferencia de criterio, se describen ambas opciones, aunque sólo una se refleja en las imágenes. Todo esto es muy importante, dado que una de las causas de aumentar el error de identificación en los puntos cefalométricos se debe a los diferentes criterios de los operadores. La definición académica del punto debe ser la más precisa posible (Savara y cols, 1979; Van der Linden, 1971), y los operadores deben tener conocimiento de las definiciones más completas. Errores de localización producidos por diferentes conocimientos afectan la fiabilidad interoperador, que aumentan cuanto menos precisa sea ésta definición (Baumrind, 1971a).

Otra característica de Dolphin, mientras se está trazando, es que la radiografía se muestra completa en la pantalla por defecto, y es el operador el que realiza una ampliación en la zona que desea. A mayores, existe una ventana en el cuadro de herramientas donde se ve una ampliación, de la zona donde se encuentre el puntero del ratón, y por tanto mejora la visión donde se está trabajando. El cursor, en esta pequeña ventana tiene un diseño de cruz negra con bordes en blanco semejante a la retícula de una mira telescópica, quedando el centro marcado únicamente por un punto.

Fuera de esta ventana, el puntero del ratón mantiene el diseño del sistema operativo empleado, que en este trabajo ha sido el habitual de flecha inclinada. Precisamente este tipo de cursor puede dificultar la tarea de identificación (Tourne, 1996) y por ello el desarrollador ha creado esa ventana de ampliación de la zona a trabajar (Tan, 2011).

Ningún operador del estudio había trabajado previamente con el programa Dolphin, aunque fue el último programa empleado y por tanto tenían la experiencia en programas de trazado cefalométrico adquirida por los programas Nemoceph y Ortomed.

Con respecto a otros trabajos, no hemos encontrado problemas en el punto Gonion (Power y cols, 2005), ni en el ángulo nasolabial (Sayinsu y cols, 2007), pero Nasion está presente en la mayor parte de las medidas afectadas (Thurzo 2010; Uysal, 2009; Power y cols, 2005), posiblemente porque el cursor dificulta la identificación (Power y cols, 2005).

En la valoración del tiempo empleado, el trazado con el programa Dolphin ha obtenido la media más baja de todos los métodos, con 114 segundos.

5.5.1. Comparación

Observando la desviación típica de las medidas en conjunto (tablas 15 a 18), el trazado con el programa Dolphin ha tenido una desviación estándar mayor que el resto de métodos en las medidas Na-S-Ar ($123,5 \pm 11,4$), L1/Go-Me al inicio ($92,7 \pm 11,3$), L1-GoMe al final ($90,7 \pm 17,1$), y N-Me al final ($117,6 \pm 10,4$).

Na-S-Ar ($123,5 \pm 11,4$) en la tabla 15, en el trazado final, tiene una desviación por encima de la norma (± 5), lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico.

L1-GoMe en la tabla 17 tiene al inicio ($92,7 \pm 11,3$) y al final ($90,7 \pm 17,1$) una desviación por encima de la norma (± 3), lo que tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico. Esta medida tiene una desviación típica mayor con este método que en el trazado manual.

N-Me ($117,6 \pm 10,4$) en la tabla 18, en el trazado final, tiene una desviación por encima del resto de métodos y momentos, pero no es superior a la norma (15 milímetros de intervalo), lo que posiblemente no tendría repercusiones clínicas en un estudio cefalométrico.

Observando la desviación típica de las medidas por grupos de operadores (según experiencia) en las tablas 21 y 23, tenemos 3 medidas en el grupo inexperto con mayor dispersión que en otros métodos, y 2 medidas en el grupo experto.

En el grupo experto, en la tabla 21, la medida Na-S-Ar ($122,3 \pm 15,5$) en el trazado final tuvo una desviación estándar mayor que el resto de grupos, y por encima de la norma (± 5). En la tabla 23, la medida L1-GoMe ($88,4 \pm 20,9$) en los trazados finales, está muy por encima de la norma (± 3). Es posible que en el trazado final, este grupo cometiese errores puntuales en la identificación de alguno de los puntos implicados en las medidas, de modo que aumentase la desviación, pero la reproducibilidad no llegase a quedar invalidada.

En el grupo inexperto, en la tabla 25, la medida S-N ($69,4 \pm 7,1$) en el trazado final tuvo una desviación estándar mayor que el resto de grupos, y ligeramente por encima de la norma (6 milímetros de intervalo). En la misma tabla 25, la medida N-Me ($119,4 \pm 12,2$) en los trazados finales, está por encima de la norma de la desviación del resto de métodos y grupos para esa medida, pero no llega a sobrepasar el rango de la norma (15 milímetros de intervalo).

5.5.2 Reproducibilidad

Valorando la reproducibilidad de los operadores, es decir, la consistencia de sus medidas dentro del mismo método, comparando las mediciones iniciales y finales, obtenemos que el grupo inexperto presenta (7 medidas con una p significativa) mayor número de diferencias significativas entre el trazado inicial y el final. El grupo experto, tiene (3 medidas con una p significativa).

El grupo inexperto, en la tabla 11, Na-S-Ar con una $p=0,02$ tiene como medida inicial $125,4 \pm 5,1$ y como medida final $124,8 \pm 4,5$. Aunque los valores sean tan parecidos, el estudio muestra que en el primer trazado obtuvieron consistentemente un valor que difiere del obtenido en el trazado final. También en la tabla 11, la medida Ar-Go-Me con una $p=0,03$ tiene como medida inicial $124,3 \pm 7,2$ y como medida final $125,3 \pm 7,4$. Na-Go-Me con una $p < 0,01$ (muy significativa) tiene como medida inicial $74,8 \pm 4,7$ y como medida final $75,5 \pm 5$.

En la tabla 22, FH-NaBa con una $p=0,04$ tiene como medida inicial $25,3\pm 3,6$ y como medida final $25\pm 3,6$. Al ser una medida angular con un rango pequeño, las variaciones fácilmente la hacen significativa. También en la tabla 22, la medida FH-NA con una $p=0,01$ tiene como medida inicial $86,3\pm 4,5$ y como medida final $85,5\pm 4,4$. Aunque los valores en ambas medidas (sobre todo en la primera) sean tan parecidos, el estudio muestra que en el primer trazado obtuvieron consistentemente un valor que difiere del obtenido en el trazado final.

En la tabla 24, U1-NA con una $p=0,02$ es significativa, tiene como medida inicial $5,6\pm 3,3$ y como medida final $6,4\pm 2,9$. L1-NB con una $p=0,02$ es significativa, tiene como medida inicial $5,8\pm 2,8$ y como medida final $6\pm 2,8$. Ambas medidas lineales tienen un rango muy pequeño, de modo que las pequeñas variaciones las hacen significativas.

Por parte del grupo experto, en la tabla 22, se vió afectada la medida SNA, con una $p<0,01$ muy significativa, tiene como medida inicial $82,9\pm 4,6$ y como medida final $83,5\pm 4,9$. No es la primera vez que esta medida se ve afectada en un estudio de reproducibilidad con Dolphin (Thurzo, 2010). En la misma tabla 22, vemos afectada la medida SNB ($p=0,05$), de medida inicial $78,8\pm 4,4$ y final $79,1\pm 4,4$.

Estos resultados significativos en la reproducibilidad, nos indican diferentes mediciones al inicio y al final con el programa Dolphin en estas medidas. Dado que la variación entre las medidas es muy pequeña, no son resultados que pudiesen tener repercusión clínica a tenor de los valores de la norma para dichas mediciones.

En la tabla 24, la medida U1-NA, con una $p<0,01$ muy significativa, tiene como medida inicial $3,2\pm 2,1$ y como medida final $2,7\pm 2,2$. Además, estas mediciones lineales del incisivo superior, no sólo tienen un cambio significativo entre el trazado inicial y final del grupo experto e inexperto, sino que tienen una diferencia con el resto de métodos de trazados, indicando que esta medida obtiene resultados diferentes con este programa. Las razones para esa variabilidad podrían ser que el cursor dificulta el posicionamiento de ciertos puntos (Tan, 2011), y considerando las medidas anteriormente afectadas (SNA, SNB), el punto en común es Nasion, que ya se ha visto afectado en otros estudios con este programa en la dimensión vertical (Power y cols, 2005; Uysal, 2009).

5.5.3. Efecto de la experiencia

Estudiando el efecto de la experiencia entre los diferentes métodos (tablas 25 a 28), vemos que el trazado con el programa Dolphin se ha mostrado muy concordante. Sus

valores son excelentes o casi perfectos según la escala propuesta por Landis y Koch, para todas las medidas del grupo experto. El grupo inexperto tiene también una alta correlación en la mayor parte de las medidas, a excepción de las medidas N-Me y S-N (tabla 14). N-Me tuvo una correlación de 0,76 y S-N tuvo la correlación más baja de todo el estudio (0,68), aunque es un grado de acuerdo alto según la escala propuesta por Landis y Koch (tabla 4).

En comparación con los otros métodos de trazado, el trazado con el programa Dolphin se muestra válido para diagnóstico ortodóncico, para ambos grupos de experiencia, aunque el grupo inexperto obtenga mejores resultados para las medidas N-Me y S-N con los otros métodos estudiados (manual, Nemoceph y Ortomed). Viendo los resultados en las pruebas estadísticas anteriores, el grupo inexperto presenta mejores resultados dentro del método que entre los diferentes métodos, aunque a diferencia de otros estudios tuvieron más variabilidad en las medidas lineales que las angulares (Kublashvili, 2004).

5.6 Tiempo

Una de las razones por las que el trazado digital se ha impuesto sobre el convencional trazado a mano, ha sido por el ahorro de tiempo que supone (Santoro, 2006), sobre todo para obtener los resultados de las mediciones, pudiendo emplear estudios de diversos autores sin necesidad de medir una a una las medidas.

Estudios comparativos del tiempo empleado entre diferentes métodos siempre han otorgado ventaja a los métodos digitales frente al método manual (Uysal, 2009; Chen SS, 2004). Si bien es cierto que el trazado manual es un todo, que tal como se ha desarrollado en la introducción del trabajo, requiere el dibujo de estructuras, líneas y medición de las medidas del estudio, quisimos diferenciar las partes comunes con el método digital, dado que el tiempo que emplea un ordenador actual en la interpretación de los datos y su representación es prácticamente inigualable por el ser humano.

Los resultados (tabla 19) nos muestran que el trazado manual considerado en este trabajo, como media (166 segundos) no se aleja de los resultados de los métodos digitales tanto como pudiéramos esperar. Si valoramos sólo el tiempo empleado en el trazado de las estructuras (al igual que se realiza en el trazado digital), el trazado manual supone un tiempo parecido al de otros métodos (Nemoceph), cercano a los tres minutos. Sin embargo, no es suficiente para hacer un estudio cefalométrico, y se debe añadir el tiempo que se necesita para el dibujo de planos, medición de ángulos y medidas lineales seleccionadas para este trabajo, que incrementa notablemente el tiempo que consume hasta los 20 minutos aproximadamente en total. Este resultado se asemeja a otro estudio, donde emplearon 15 minutos en el trazado manual (Tsorovas, 2010), y las diferencias se pueden deber a que sólo un operador hizo los trazados así como el número y tipo de medidas utilizadas.

En el tiempo empleado para la interpretación de las medidas, donde incluimos el dibujado de líneas, medición de medidas, y escritura de la tabla con cada una de las medidas y su resultado, la diferencia es notable y lo descarta como método de elección puesto que aumenta considerablemente el tiempo empleado. Al contrario que en otros estudios (Tsorovas, 2010), donde la experiencia no tiene repercusión en el tiempo de medición, en este trabajo, existe una diferencia notable en el tiempo empleado para las mediciones entre el grupo inexperto y experto. Puede resultar llamativo que en el grupo de expertos se produzca una variación significativa entre el tiempo empleado en la interpretación inicial y final, más aún si son operadores habituados al método. La explicación que damos a los 50 segundos de diferencia entre ambas medias es que si bien el trazado es el mismo y las medidas son habituales de estudios comunes en ortodoncia, su disposición en la tabla no sigue ningún patrón conocido, dado que han sido seleccionadas y agrupadas específicamente para este trabajo. Los operadores

expertos entre la interpretación inicial y final, aprendieron a reflejar los datos en las tablas de una manera más eficiente.

Con respecto al tiempo empleado en el trazado digital, Dolphin es el método en el que menos se ha tardado en realizar el trazado de media entre todos los operadores (114 segundos). Le sigue Ortomed (139,1 segundos), y Nemoceph (178,3 segundos) es el trazado digital que más tiempo supone. Dolphin utiliza 48 puntos para el trazado al igual que Ortomed, mientras que Nemoceph utiliza 47, es probable que los operadores requieran ese tiempo a mayores para hacer reajustes al finalizar el trazado.

Con el programa Nemoceph, el tiempo medio empleado para la elaboración de este análisis fue de 178,3 segundos, convirtiéndose en el método digital que más tiempo requiere. Por otro lado, los operadores inexpertos mostraron un cambio significativo entre el tiempo empleado en sus trazados iniciales y finales, que se puede interpretar como algo natural al habituarse al interfaz y efectuar una optimización. Es algo que no se observa en el grupo de expertos al estar más habituados al trabajo con éste programa. Las diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo inicial y final en el trazado inicial y final del software Nemoceph en el grupo inexperto se entienden al ser un método nuevo para ellos. En el grupo de expertos no se encuentran diferencias significativas dado que están habituados a trabajar con el software.

En el software Ortomed ambos grupos tienen diferencias muy significativas en el tiempo empleado entre los trazados iniciales y finales, ninguno de los operadores había trabajado con el software previamente al estudio, y sólo se les instruyó para su uso. Conforme realizaron más trazados se produjo una familiarización que mejoró el tiempo empleado. Para los operadores expertos el trazado con el software Ortomed fue el más rápido, especialmente en el trazado final, pero fue el método con el que tuvieron mayor número de medidas muy significativas (3). Con respecto al tiempo empleado en el trazado, Ortomed requiere en el trazado menos tiempo que el trazado manual y Nemoceph, pero más que Dolphin. Utiliza 47 puntos para el trazado al igual que Nemoceph, mientras que Dolphin utiliza 48. Los cambios en el tiempo empleado entre el trazado inicial y final fueron muy significativos en ambos grupos, lo que indica que mejoraron el uso del programa. En los operadores expertos ha sido el método más rápido, estando por debajo de los dos minutos en el trazado.

En el software Dolphin igualmente ambos grupos tienen diferencias muy significativas en el tiempo empleado entre los trazados iniciales y finales, ninguno de los operadores había trabajado con el software previamente al estudio, y sólo se les instruyó para su uso. Conforme realizaron más trazados se produjo una familiarización que mejoró el tiempo empleado. Para los operadores inexpertos el trazado con el software Dolphin fue el más rápido, especialmente en el trazado final, pero fue el método con el que tuvieron mayor número de medidas significativas (7) aunque sólo dos fueron muy significativas. Especialmente el grupo inexperto realizó los trazados rápidamente, donde el trazado inicial tuvo una media de 113 segundos y el final de 87,5 segundos, siendo el más rápido de todos los grupos, métodos y momentos. Para el grupo de expertos Dolphin es el segundo método más rápido, por detrás de Ortomed. La diferencia de tiempo entre el trazado inicial y final es significativa estadísticamente para ambos grupos.

Vemos una relación entre la disminución del tiempo de trazado y el número de medidas con p significativa. La consistencia de sus medidas dentro del mismo método, comparando las mediciones iniciales y finales, se ve afectada, por tanto los trazados con menores tiempos han tenido los peores resultados en dicha prueba estadística para ese grupo. Podemos decir que los métodos con tiempos más cortos han tenido medidas más inconsistentes al inicio y al final. Cabría pensar que a mayor tiempo empleado en el trazado, mejores resultados (Uysal, 2009). Sin embargo dicha relación no es tan obvia cuando el tiempo aumenta, donde el software Nemoceph, con los mayores tiempos de trazado digital para ambos grupos también presenta un mayor número de valores significativos con respecto a métodos en los que se dedicó menos tiempo.

5.7 Operadores: Grupo Inexperto

Los operadores del grupo inexperto eran alumnos de pregrado (licenciatura), de 5º curso con las asignaturas de ortodoncia aprobadas (Ortodoncia I de tercer curso con 11 Créditos y Ortodoncia II del cuarto curso con 11 créditos y Ortodoncia Clínica con 4.5 créditos en el quinto curso), y de la misma universidad (Universidad de Salamanca), habían recibido la misma formación y fueron instruidos en sesiones para cada uno de los métodos que debían realizar previas al comienzo de los trazados. Cada una de las sesiones de realización de trazados se realizaron en presencia del instructor, pero su función fue únicamente preparar y supervisar el buen funcionamiento del equipo a utilizar.

Los estudios realizados con estudiantes encontrados en la bibliografía se habían realizado en ciclos formativos superiores a la carrera universitaria o grado académico, y nunca en pregrado (Chen YJ, 2004; McClure, 2005; Hsiang-Hua Lai, 2007). En el presente trabajo los operadores, catalogados como inexpertos, se han mostrado válidos con un alto índice de correlación intraclase en todas las medidas (tablas 25 a 28). La mayoría se encuentran en la excelencia, y una roza la perfección. Solamente cuatro medidas ha obtenido un valor por debajo de la excelencia pero aceptable según Landis y Koch:

- N-Me: 0,68 en el trazado con Dolphin.
- S-N: 0,76 en el trazado con Dolphin
- Ar-Go-Me: 0,74 en el trazado con Ortomed

Una correlación tan buena entre métodos se debe en parte a una buena formación académica que aumenta la reproducibilidad, al disponer de los conocimientos académicos más completos de las estructuras y medidas a identificar (Roden-Johnson, 2008). Otro factor importante es la calibración, y un correcto entrenamiento (Silveira, 2009).

Estudiando los resultados de las pruebas t-student (tablas 21 a 24), vemos que tuvieron 17 medidas en diferentes métodos y momentos que fueron significativas. Esa diferencia significativa entre las mediciones iniciales y finales se distribuye, de mayor a menor, con 7 medidas en Dolphin, 5 con el trazado manual, 4 con Nemoceph y 1 con Ortomed.

El trazado con Dolphin presenta 5 medidas con valores significativos y dos con valores muy significativos, es también el método con el menor tiempo medio para el trazado. Aún teniendo buenos resultados para otras medidas y pruebas estadísticas, Dolphin es el método de trazado que más diferencias obtiene entre los trazados iniciales y finales.

Como vamos explicando a lo largo del trabajo, la consistencia en las mediciones es un factor de gran importancia en el diagnóstico con cefalometría.

El método manual presenta 4 medidas con valores significativos y una muy significativa, a su vez, y es el método en el que más tiempo emplean para el trazado. Dado que obtienen menos medidas significativas en un método que han empleado más tiempo que en otro que han empleado menos (Dolphin), cabe esperar que a mayor tiempo dedicado menos son el número de medidas significativas (Uysal, 2009), pero los siguientes métodos (Nemoceph y Ortomed) tuvieron tiempos intermedios y resultados mejores.

El trazado con Nemoceph presenta cuatro medidas con valores muy significativos, tres de ellas son las del grupo de medidas de los incisivos.

El trazado con Ortomed presenta sólo una medida con valor significativo. Y el tiempo empleado apenas llega a los 3 minutos. Vistos los resultados estadísticos, es el programa con el que mejor se ha desempeñado este grupo.

El grupo inexperto presenta un menor número de medidas con dispersión significativa, siendo más consistente en sus mediciones, pero tienen un mayor número de medidas con diferencias significativas entre el trazado inicial y final, por lo que sus valoraciones cambian con el momento. Sus resultados varían más con el momento del trazado que con los casos estudiados.

5.8 Operadores: Grupo Experto

Los operadores del grupo experto eran ortodoncistas con un año de experiencia clínica tras la finalización del máster de ortodoncia de tres años, ambos pertenecen al mismo máster y misma promoción. Fueron instruidos en sesiones para cada uno de los métodos que debían realizar previamente al comienzo de los trazados. Cada una de las sesiones de realización de trazados fueron en presencia del instructor, pero su función fue únicamente preparar y supervisar el buen funcionamiento del equipo a utilizar.

Aunque los trabajos con operadores experimentados indican tener un mayor número de años de experiencia tras el máster en Ortodoncia, los operadores mostraron resultados de correlación intraclase excelentes, que los validan para el estudio. En el presente trabajo los operadores, catalogados como inexpertos, se han mostrado válidos con un alto índice de correlación intraclase en todas las medidas (tablas 25 a 28). La mayoría se encuentran en la excelencia, y una roza la perfección. Solamente dos medidas ha obtenido un valor por debajo de la excelencia pero aceptable según Landis y Koch (tabla 4):

- L1-NB: 0,70 en el trazado manual.
- S-N: 0,74 en el trazado con Nemoceph

A mayores medidas con valores por debajo de 0,90 se han estudiado para valorar alguna relación o resultado de interés, observándose que se repite un patrón en el grupo de medidas S-N, S-Ar y N-Me en los trazados con Nemoceph y Ortomed, que se presenta en el trazado con Dolphin únicamente para la medida S-Ar. La correlación sigue siendo alta, con una significación estadística baja, sin repercusiones a nivel clínico, pero se aprecia que con los métodos digitales el grupo de expertos reduce su correlación en estas medidas concretas.

La correlación entre métodos es muy buena, y mejoraría con la experiencia en cada método (Silveira, 2009), o realizando los trazados juntos (Arponen, 2008). Los programas tienen una curva de aprendizaje (Lagravère, 2010), donde superada la fase inicial, la mejora es más paulatina (Kublashvili, 2004).

Al contrario que otro estudio (Miloró, 2013), los resultados de este trabajo indican que la experiencia y conocimientos de ambos grupos sí consiguen reducir el número de errores y la reproducibilidad, lo que concuerda con trabajos más antiguos (Chen SK, 2004).

Estudiando los resultados de las pruebas t-student (tablas 21 a 24), vemos que tuvieron 13 medidas en diferentes métodos y momentos que fueron significativas. Esa diferencia significativa entre las mediciones iniciales y finales se distribuye, de mayor a menor, 5 con Nemoceph, 4 con Ortomed, 3 medidas en Dolphin, y 1 con el trazado manual.

El trazado con Nemoceph presenta cuatro medidas significativas y una muy significativa. Resulta llamativo que el método que más emplean los operadores expertos en su ámbito clínico, con el tienen más experiencia, tenga mayor número de medidas que varían en sus valores al inicio y al final. La explicación posible es que estando habituados a trabajar con Nemoceph, los operadores no prestan tanta atención como con otros métodos que utilizan menos. Un buen nivel de reproducibilidad en el trazado requiere un alto estado de concentración y atención (McClure, 2005).

El trazado con Ortomed presenta una medida significativa y tres muy significativas, y los tiempos de trazado más cortos de todos los métodos, para el grupo experto.

El trazado con Dolphin presenta una medida significativa y dos muy significativas. Y un tiempo de trazado razonable.

En cuanto al método manual, obtiene los mejores valores, con sólo una medida significativa, y tiempos de trazado por debajo del trazado con Nemoceph y Dolphin. Pese al tiempo sin emplear este método desde su formación académica, y las limitaciones técnicas del trazado sobre papel, es el método con los mejores resultados de consistencia de las mediciones. Así que es el más aconsejable para el diagnóstico de casos complejos, o que requieran estudios en pacientes en períodos de tiempo cortos (estudios de crecimiento), pese la gran cantidad de tiempo que requiere cuando consideramos conjuntamente el trazado y la medición.

El grupo experto presenta un mayor número de medidas con dispersión significativa, siendo menos consistente en sus mediciones, pero tienen un menor número de medidas con diferencias significativas entre el trazado inicial y final, por lo que sus valoraciones se mantienen en el tiempo. Sus resultados varían menos con el momento del trazado que con los casos estudiados.

5.9 Medidas afectadas

Agrupamos el estudio de las medidas según el convenio que se ha establecido a lo largo del trabajo, donde se asociaron por zonas.

5.9.1 Medidas angulares de la zona circundante al plano Silla-Articular

Si valoramos los resultados de desviación estándar (tabla 15), de significancia dentro del método (tabla 21), y de correlación entre métodos (tabla 25), la medida Ar-Go-Na obtuvo unos resultados excelentes, la mejor de todo el estudio. Ninguno de sus valores tuvo valores significativos en ninguna de las pruebas estadísticas. Na-S-Ar, S-Ar-Go y Ar-Go-Me tienen algún valor a reseñar. La gran dispersión de Na-S-Ar en el trazado final de Dolphin (tabla 21) para el grupo experto ($122,3 \pm 15,5$). S-Ar-Go ($144,9 \pm 15,3$) tuvo también gran dispersión en el trazado inicial manual (tabla 21) del grupo experto, y un valor significativo de p ($p=0,02$) de ambas medidas, entre trazados manuales iniciales y finales del grupo inexperto (tabla 21). Estos resultados concuerdan con los de otros trabajos donde hubo diferencias significativas entre métodos pero no eran clínicamente relevantes (Tikku, 2014). Estos resultados se achacaron a dificultades (Ganna, 2012) para posicionar el punto Articular (Ar).

5.9.2 Medidas angulares al inicio y al final de la zona circundante al punto Nasion o relacionadas con el plano de Frankfort

Si valoramos los resultados de desviación estándar (tabla 16), de significancia dentro del método (tabla 22), y de correlación entre métodos (tabla 26), ANB, FH-Mdb tienen algún valor a reseñar. ANB con una $p=0,02$ en el trazado manual y una $p<0,01$ en el trazado con Nemoceph (tabla 22), para el grupo inexperto. Muestra resultados semejantes a los encontrados en el anterior estudio (Pellicer, 2013), donde se reflejó la dificultad para posicionar los puntos A y B en el trazado manual y digital con Nemoceph. FH-Mdb tiene una alta dispersión ($26,1\pm 12,4$) en el primer trazado manual (tabla 16), la desviación estándar puede usarse como parámetro para indicar la variabilidad de la medición con respecto al valor central. Si una medida no se puede repetir consistentemente, entonces el método es cuestionable (Gregston, 2004). Inconsistencias al posicionar Porion y Orbital pudieron afectar al plano de Frankfurt construido por el grupo inexperto en el trazado manual.

5.9.3 Medidas angulares de tejidos blandos e incisivos

Si valoramos los resultados de desviación estándar (tabla 17), de significancia dentro del método (tabla 23), y de correlación entre métodos (tabla 27), U1-SN, L1-GoMe, U1/L1 y Nasolabial tienen algún valor a reseñar. U1-SN tuvo una gran dispersión ($106,2\pm 17,6$) en el trazado inicial de Ortomed (tabla 17), posiblemente generada por la amplia dispersión del trazado inicial ($107,4\pm 24,2$) del grupo experto (tabla 23) en el mismo programa (Ortomed), por parte del grupo inexperto, tuvieron una diferencia muy significativa ($p<0,001$) entre trazados iniciales y finales para esta medida en el trazado con Nemoceph (tabla 23). Esta medida tiene referencias bibliográficas (Turner, 2001), que nos indican que en planos formados por puntos poco distanciados entre ellos (como es el ápice y el borde del incisivo superior, fig. 51), se producen diferencias significativas entre las distintas mediciones (Damstra, 2010).

L1-GoMe, no tiene referencias bibliográficas previas y es la medida empleada en el estudio que mayor número de resultados significativos tuvo en las pruebas estadísticas. Gran dispersión en los trazados finales del método manual, y Dolphin (tabla 17), en el trazado inicial de Dolphin (tabla 17), y en los trazados finales del método manual y de Dolphin del grupo de expertos (tabla 23), así como una diferencia muy significativa ($p < 0,01$) entre el trazado inicial y final del Nemoceph en el grupo de inexpertos. La justificación la podemos encontrar en la construcción de la misma, con un plano formado por puntos poco distanciados entre ellos (borde incisal y ápice incisal del incisivo inferior), y las dificultades para formar el plano Go-Me, mayormente por el punto Menton.

U1/L1 tuvo una gran dispersión (tabla 17) en el trazado final del método manual ($94,6 \pm 10,9$) y en el trazado inicial ($92,7 \pm 11,3$) y final de Dolphin ($90,7 \pm 17,1$). Esta dispersión fue causada por los trazados finales del grupo experto (tabla 9), en el método manual ($93,8 \pm 13,3$) y en el trazado final de Dolphin ($88,4 \pm 20,9$). En el grupo de inexpertos hubo una diferencia muy significativa ($p < 0,01$) entre el trazado inicial y final del Nemoceph (tabla 23). Estos resultados concuerdan con los obtenidos en estudios anteriores (Grybauskas, 2007; Chen SK, 2004; Chen YJ, 2004), donde las medidas menos reproducibles son las que tienen puntos localizados en los ejes de los dientes. Los errores de identificación que originan estos puntos (Baumrind y cols, 1971) repercuten en los ejes de esta medida (Lai, 2007; Santoro 2006; Tahseen, 2006).

El ángulo Nasolabial en este trabajo sólo ha tenido como muy significativa ($p < 0,01$) la variación de las medidas iniciales y finales del grupo inexperto en el trazado con Ortomed (tabla 23). Es una medida muy conflictiva, al estar alojada en el perfil blando, y ser tan dependiente de una buena visibilidad de los tejidos blandos en la imagen (Uysal, 2009; Sayinsu, 2007; Kublashvili, 2004), a mayores al ser un ángulo construido en una curva, muestra gran variación (Celik, 2009). Los buenos resultados en el resto de métodos en ambos grupos, validan la calidad de la imagen para la localización de los tejidos blandos, y sólo cabe concluir que este grupo tuvo dificultades con éste método (Ortomed) que no tuvo con los otros (manual, Nemoceph y Dolphin).

5.9.4 Medidas lineales

Si valoramos los resultados de desviación estándar (tabla 28), de significancia dentro del método (tabla 10), y de correlación entre métodos (tabla 28), S-N, S-Ar, N-Me, U1-NA y L1-NB tienen algún valor a reseñar.

S-N tuvo una dispersión mayor ($69,4 \pm 7,1$) que en el resto de métodos para el grupo inexperto en el trazado con Dolphin (tabla 24). El grupo experto tuvo una variación muy significativa ($p < 0,01$) entre los trazados iniciales y finales para el trazado con Ortomed (tabla 24). Con respecto a la correlación de la medida con el resto de métodos (tabla

14), fue aceptable (0,74) para el grupo experto en el trazado con Nemoceph, y aceptable (0,68) para el grupo inexperto en el trazado con Dolphin. Estudios al respecto de esta medida, encontraron errores sistemáticos en la medición en función del método (Forsyth, 1996), pero no se pueden extrapolar a los resultados de este trabajo, donde los errores son aleatorios y parecen provocados por errores puntuales en la localización de los puntos involucrados.

S-Ar en este trabajo sólo ha tenido como muy significativa ($p < 0,01$) la variación de las medidas iniciales y finales del grupo inexperto en el trazado con manual (tabla 10) y en el grupo experto en el trazado con Ortomed ($p = 0,01$). Es una medida que no tiene estudios previos sobre su reproducibilidad, y por tanto, no podemos comparar resultados. En este trabajo, los errores son aleatorios y parecen provocados por errores puntuales en la localización de los puntos involucrados.

N-Me tuvo una dispersión mayor en los trazados finales de Dolphin ($117,6 \pm 10,4$) que el resto de métodos (tabla 28). Se puede deber a que en el trazado final con Dolphin para el grupo inexperto (tabla 24) la dispersión fue alta ($119,4 \pm 12,2$). Sin embargo para el grupo experto la dispersión fue mayor (tabla 24) en el trazado final con Nemoceph ($115,8 \pm 10,5$), y la variación entre las medidas iniciales y finales fue muy significativa ($p < 0,01$) en el trazado con Ortomed. Con respecto a la correlación de la medida con el resto de métodos (tabla 28), fue aceptable (0,76) para el grupo inexperto en el trazado con Dolphin. Es una medida que no tiene estudios previos sobre su reproducibilidad, y por tanto, no podemos comparar resultados. En este trabajo, los errores son aleatorios y parecen provocados por errores puntuales en la localización de los puntos involucrados.

En la medida U1-NA la variación entre las medidas iniciales y finales (tabla 24) fue muy significativa ($p = 0,01$) en el trazado con Dolphin para el grupo experto, y significativa para el grupo inexperto ($p = 0,02$). Los resultados del estudio concuerdan con otros donde se observan cambios significativos (Guedes, 2007), achacados a dificultades en el trazado del incisivo (Polat-Ozsoy, 2009). Estos resultados, estadísticamente significativos entre trazados iniciales y finales, generalmente son clínicamente aceptables (Tikku, 2014).

Para L1-NB la variación entre las medidas iniciales y finales (tabla 24) fue significativa para el grupo inexperto ($p = 0,02$). Con respecto a la correlación de la medida con el resto de métodos (tabla 28), fue aceptable (0,70) para el grupo experto en el trazado manual. Algunos estudios encuentran pequeñas diferencias, pero alta reproducibilidad de esta medida entre diferentes métodos (Celik, 2009), aunque los resultados del estudio concuerdan con otros donde se observan cambios significativos (Guedes, 2007), achacados a dificultades en el trazado del incisivo (Polat-Ozsoy, 2009).

5.9.5 Puntos cefalométricos empleados en las medidas

Aunque se intentó emplear los puntos cefalométricos por igual, para poder utilizar medidas convencionales de ortodoncia y no creadas exclusivamente para el estudio, fue necesario que algunos puntos se utilizasen en más medidas que otros. Es por ello que una comparación podría no ser equitativa, al referirnos al número de veces que un punto ha tenido un valor significativo en alguna de las pruebas estadísticas, excepto si lo dividimos por el número de veces que se ha empleado en el trabajo.

De este modo, en las tablas 15 a 18 de material y métodos, podemos ver que Nasion está presente en 13 medidas, Silla en 7, Articular en 6, Gonion en 7, Menton en 5, el punto A en 4, el punto B en 3, Porion en 3, Orbital en 3, Basion en 1, Borde del incisivo superior en 3, Ápice del incisivo superior en 3, Borde del incisivo inferior en 3, Ápice del incisivo inferior en 3, Columela en 1, Subnasal en 1 y borde del labio superior en 1.

Con respecto a las tablas 15 a 18 y 21 a 28 de resultados, vemos los valores significativos de las pruebas estadísticas, de modo que Na-S-Ar tiene 3 valores significativos, S-Ar-Go tiene 3 valores significativos, Ar-Go-Me tiene 2 valores significativos, Ar-Go-Na tiene 0 valores significativos, Na-Go-Me tiene 3 valores significativos, SNA tiene 1 valores significativos, SNB tiene 2 valores significativos, ANB tiene 2 valores significativos, FH-NaBa tiene 3 valores significativos, FH-NA tiene 3 valores significativos, FH-mdb tiene 1 valores significativos, U1-SN tiene 4 valores significativos, L1-GoMe tiene 6 valores significativos, U1/L1 tiene 3 valores significativos, Nasolabial tiene 1 valores significativos, S-N tiene 5 valores significativos, S-Ar tiene 2 valores significativos, Ar-G tiene 1 valor significativo, N-Me tiene 5 valores significativos, U1-Na tiene 2 valores significativos, L1-NB tiene 2 valores significativos.

Si a los puntos, les otorgamos el sumatorio de las ocasiones que han sido significativas las medidas que lo utilizan, y lo dividimos por el número de medidas que lo emplean, obtenemos un ratio de ocasiones significativas, que puede ser comparado con el obtenido en el resto de puntos (tabla 29).

Tabla 29: Puntos cefalométricos empleados en el estudio con un sumatorio de las ocasiones que han sido significativas las medidas que los utilizan, y dividido por el número de medidas que lo emplean, obteniendo un ratio de ocasiones significativas. Los puntos con mayor número de resultados significativos

son los empleados en los Incisivos inferiores, y los que menor número de resultados significativos que han sido los posicionados en tejidos blandos.

	Na	S	Ar	Go	Me	A	B	Po	Or	Ba	IS	Isr	II	Iir	Cm	Sub	Ls
Na-S-Ar	3	3	3														
S-Ar-Go		3	3	3													
Ar-Go-Me			2	2	2												
Ar-Go-Na	0		0	0													
Na-Go-Me	3			3	3												
SNA	1	1				1											
SNB	2	2					2										
ANB	2					2	2										
FH-NaBa	3							3	3	3							
FH-NA	3					3		3	3								
FH-mdb				1	1			1	1								
U1-SN	4	4									4	4					
L1-GoMe				6	6								6	6			
U1/L1											3	3	3	3			
Nasolabial															1	1	1
S-N	5	5															
S-Ar		2	2														
Ar-G			1	1													
N-Me	5				5												
U1-Na	2					2					2	2					
L1-NB	2						2						2	2			
Total veces significativo	35	20	11	16	17	8	6	7	7	3	9	9	11	11	1	1	1
Medidas que emplean	13	7	6	7	5	4	3	3	3	1	3	3	3	3	1	1	1
Ratio	2,69	2,86	1,83	2,29	3,4	2	2	2,33	2,33	3	3	3	3,67	3,67	1	1	1

Con los resultados de la tabla podemos comparar el impacto que tienen los diferentes puntos cefalométricos en el número de resultados significativos del trazado

cefalométrico. A continuación, utilizando la bibliografía consultada, estudiamos cada uno de los puntos empleados.

Nasion es un punto cefalométrico empleado en 13 medidas de este estudio, que tienen 35 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2,69. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el octavo punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, seguido de Nemoceph. Nasion es un punto que tiene referencias bibliográficas como un punto con alta reproducibilidad. Es de los puntos más fiables (Baumrind and Frantz, 1971a; Lim, 1997) y es más fiable en radiografía convencional (Lim, 1997) si son radiografías con amplio rango dinámico (un amplio rango dinámico permite el reconocimiento de las pequeñas diferencias de absorción de la radiación en los diferentes tejidos). Tejidos con variaciones de densidad como las regiones craneales compactas, zonas estrechas, o tejidos blandos se benefician de rangos dinámicos amplios en radiografía, y mejoran su reproducibilidad (Hagemann, 2000). Es, además un punto que se identifica mejor en 2D que en 3D (Chien, 2009), debido a un mejor contraste en 2D, y a diferencias significativas por magnificación (2 milímetros) observado en estudios con CBCT y medido gracias microimplantes en cráneos (Olmez, 2011), esta magnificación aparece también en estudios que comparan telerradiografías digitales con cráneos pero queda por debajo de 1 milímetro (Schulze, 2001). Otros estudios señalan dificultades para su localización, independientemente del método, y cuyo efecto repercute en la mayor parte de las medidas que lo tienen (Guedess, 2007), e incluso reduce la concordancia entre observadores (Miloró, 2013). Suele presentar mejores resultados en el eje X (horizontal) que en el Y (vertical) en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Arponen, 2008; Shahidi, 2013). Esto se debe a la distribución de la posición de los puntos cefalométricos, que sigue un patrón vertical (Trpkova, 1997). La distribución de Nasion, suele ser vertical, siguiendo el reborde de los huesos frontal y nasal (Arponen, 2008).

Silla es un punto cefalométrico empleado en 7 medidas de este estudio, que tienen 20 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2,86. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el séptimo punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, seguido de Ortomed y el trazado manual. Silla obtiene mayor reproducibilidad con la identificación en monitor que impresa (Geelen, 1998) y mejora resultados en función del programa empleado (Turner, 2001). Esto se puede deber a los cursores empleados, donde algunos programas tienen peores resultados, porque cambian el valor de la escala de grises al opuesto sobre el que se encuentra de imagen de fondo, conforme se mueve por la pantalla, aumentando la media y dispersión de los valores obtenidos (Turner, 2001). Es de los puntos más fiables (Baumrind and Frantz, 1971a; Lim, 1997) también en los trazados automáticos (Liu, 2000) donde los puntos localizados en bordes de la estructura craneofacial presentan errores menores. En estudios que comparan radiografías digitales con cráneos, aparece magnificación pero queda por debajo de 1 milímetro (Schulze, 2001), siendo un punto que se afecta limitadamente por los errores de proyección, debido a su cercanía al eje perpendicular del haz de rayos X que atraviesa la película. Aunque la distribución del punto Silla es estrecha (Arponen, 2008),

suele presentar mejores resultados en el eje Y (vertical) que en el X (horizontal), en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Shahidi, 2013). Esto se debe a que la distribución de la posición de los puntos cefalométricos sigue un patrón (Trpkova, 1997), y tiene tendencia a distribuirse su error en la coordenada Y (Trpkova, 1997).

Articular es un punto cefalométrico empleado en 6 medidas de este estudio, que tienen 11 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 1,83. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición final, siendo el decimocuarto punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Nemoceph, seguido de Ortomed y el trazado con Dolphin. El punto Articular fue el más fiable de los puntos empleados en estudios de medidas comparando la imagen digital con la analógica (Chen YJ, 2000). Tiene tendencia a distribuirse su error en la coordenada X (Trpkova, 1997), y en el eje Y cuando hay superposiciones de las estructuras bilaterales (McClure, 2005).

Gonion es un punto cefalométrico empleado en 7 medidas de este estudio, que tienen 16 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2,29. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el decimoprimer punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado manual, seguido de Dolphin y el trazado con Ortomed. Gonion, según la bibliografía, es de los puntos menos fiables tanto en los trazados con operadores como con los trazados automáticos (Liu, 2000). Pese a que el posicionamiento de puntos por construcción de planos puede ayudar en ciertos puntos, en otros no incrementa la fiabilidad de la identificación (Chen YJ, 2000), y la identificación directa es más fiable. Hay que tener en cuenta que en este trabajo, las medidas empleadas pueden utilizar Gonion construido, dado que eran angulares, aunque en todos los métodos se ha posicionado directamente. La calidad de la imagen repercute mayormente en la identificación del punto (Miloró, 2013), sin embargo las técnicas de realzado de la imagen digital obtienen diferencias estadísticamente significativas, con respecto a cuando no se emplean (Leonardi, 2010). Tiene tendencia a distribuirse su error en la coordenada Y (Trpkova, 1997). Cuando se estudia en imágenes tridimensionales con CBCT, todavía es más difícil de localizar, dado que estructuras curvadas y planas las que hay en la mandíbula, en dos dimensiones sólo tienen variaciones por su curvatura, pero en la tercera dimensión la zona plana dificulta su correcto posicionamiento (Lagravère, 2010).

Menton es un punto cefalométrico empleado en 5 medidas de este estudio, que tienen 17 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3,4. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición de cabecera, siendo el tercer punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, seguido del trazado manual y con Nemoceph. Estos resultados difieren de la bibliografía, donde Menton es de los puntos más fiables en los trazados automáticos (Liu, 2000), porque los puntos localizados en bordes de la estructura craneofacial presentan errores menores, sin embargo las técnicas de realzado obtienen diferencias estadísticamente significativas con respecto a cuando no se emplean (Leonardi, 2010). Los programas que localizan automáticamente los puntos, mejoran la fiabilidad intraoperador en el eje X e Y (Kazandjian, 2006). Suele presentar, en la bibliografía, mejores resultados en el eje Y

(vertical) que en el X (horizontal), en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Shahidi, 2013), donde se encontraron diferencias significativas en el eje horizontal (X), que pueden ser causadas por la dificultad para delinear un punto en el límite de una estructura anatómica curva (Chen YJ, 2000). Esto se debe a que la distribución de la posición de los puntos cefalométricos sigue un patrón (Trpkova, 1997), que en el caso de Menton sigue el reborde de la mandíbula en el sector anterior. Existen diferencias significativas por magnificación en estudios con CBCT y microimplantes en cráneos (Olmez, 2011), siendo más fiable en dos dimensiones. Es identificado más consistentemente en radiografías en dos dimensiones que en estudios de tres dimensiones, debido al mejor contraste de la imagen (Chien, 2009) siempre que durante la obtención de la imagen, el haz de rayos x sea perpendicular al plano sagital, de lo contrario la imagen puede ser borrosa, y por un error de proyección la identificación empeora en la telerradiografía (Chen MH, 2011).

A es un punto cefalométrico empleado en 4 medidas de este estudio, que tienen 8 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el duodécimo punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, seguido del trazado manual y con Nemoceph. El punto A, según la bibliografía, es de los menos fiables, al estar en zonas anatómicas de baja radiodensidad (Lim, 1997), que a mayores se ve empeorado en las radiografías digitales por el granulado de la imagen digital y aumento del ruido (si se realza). Utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010) que afecta a su fiabilidad. En el estudio previo, fue un punto que disminuyó la precisión de las medidas en las que estaba presente (Pellicer y cols, 2013). Otros estudios señalan dificultades para su localización, independientemente del método, y cuyo efecto repercute en la mayor parte de las medidas que lo tienen (Guedess, 2007). Además, al posicionarse cercano al eje perpendicular del haz de rayos X que atraviesa la película, sufre de una menor magnificación, que aparece en estudios que comparan radiografías digitales con cráneos pero queda por debajo de 1 milímetro (Schulze, 2001). Suele presentar mejores resultados en el eje Y (vertical) que en el X (horizontal), en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Turner, 2001; Kazandjian, 2006; Shahidi, 2013). Tiene tendencia a distribuirse su error en la coordenada Y (Trpkova, 1997) porque la estructura sobre la que se ubica, el proceso alveolar, es vertical. En algunos estudios tridimensionales obtiene peores resultados en la imagen bidimensional, cuando se compara con la tridimensional (Chien, 2009). Los programas que localizan automáticamente los puntos, consiguen sólo un 80% de acierto, y empeoran la fiabilidad intraoperador en el eje Y (Kazandjian, 2006).

B es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 6 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición final, siendo el decimotercer punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin y el trazado manual, seguido del trazado con Ortomed y con Nemoceph. El punto B, en este trabajo ha obtenido buenos resultados, afectando a menos medidas en las que se utiliza, que otros puntos. En el estudio previo, fue un punto que disminuyó la precisión de las medidas en

las que estaba presente (Pellicer y cols, 2013). Otros estudios señalan dificultades para su localización, independientemente del método, y cuyo efecto repercute en la mayor parte de las medidas que lo tienen (Guedess, 2007). La calidad de la imagen repercute mayormente en la identificación del punto (Miloró, 2013), utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). Suele presentar mejores resultados en el eje X (horizontal) que en el Y (vertical), en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Turner; 2001; Kazandjian, 2006; Shahidi, 2013) y es más fiable en digital (Lim, 1997). Tiene tendencia a distribuirse su error en la coordenada Y (Trpkova, 1997) porque la estructura sobre la que se ubica, el proceso alveolar mandibular, es vertical. Los programas que localizan automáticamente los puntos, consiguen sólo un 80% de acierto, y mejoran la fiabilidad intraoperador en el eje X (Kazandjian, 2006).

Porion es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 7 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2,33. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el noveno punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado manual, seguido del trazado con Dolphin y con Nemoceph. En el trazado con Ortomed obtuvo unos resultados excelentes, no afectando a las medidas implicadas. La bibliografía nos indica que es difícil de localizar, debido a la radiolucidez que parece en la zona de búsqueda y no es distinguible del meato auditivo interno por los programas informáticos que localizan automáticamente los puntos cefalométricos (Shahidi, 2013). Es un punto conflictivo que incluso reduce la concordancia entre observadores (Yu, 2007; Miloró, 2013). Algunos estudios emplean Porion mecánico en vez del anatómico para mejorar reproducibilidad de las medidas, y aquellos que comparan ambos concluyen que es un punto que requiere experiencia para localizarse con precisión (Geelen, 1998). En otros trabajos obtiene mayor reproducibilidad con la identificación en radiografía impresa, que identificado en radiografía visualizada en monitor (Geelen, 1998). Aunque tiene similares resultados en imagen digital y analógica (película), utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). La dificultad es debida a imágenes borrosas por la superposición de estructuras bilaterales y muy radiodensas (Chen YJ, 2000). El realizado digital produce un posicionamiento diferente del punto, que da medidas diferentes en el trazado con Nemoceph (Ganna, 2012). Cuando se estudia en imágenes tridimensionales con CBCT, todavía es más difícil de localizar, dado a las estructuras curvadas y planas que hay en el conducto auditivo, en dos dimensiones sólo tienen variaciones por su visionado, pero en la tercera dimensión estas zonas curvas y planas dificultan su correcto posicionamiento (Lagravère, 2010).

Orbital es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 7 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 2,33. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición intermedia, siendo el décimo punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado manual, seguido del trazado con Dolphin y con Nemoceph. El punto Orbital, según la bibliografía, es de los menos fiables, al estar en zonas anatómicas de baja radiodensidad (Lim, 1997), que a mayores se ve empeorado en las radiografías digitales por el granulado de la imagen digital y aumento

del ruido (si se realiza). El realzado digital produce un posicionamiento diferente del punto, que da medidas diferentes en el trazado con Nemoceph (Ganna, 2012), utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). La calidad de la imagen repercute mayormente en la identificación de éste punto (Miloro, 2013). Es de los puntos menos fiables tanto en los trazados con operadores, como con los trazados automáticos (Liu, 2000), debido a imágenes borrosas por la superposición de estructuras (Chen YJ, 2000). Sufre de magnificación, que aparece en estudios que comparan radiografías digitales con cráneos, pero queda por debajo de 1 milímetro (Schulze, 2001). Suele presentar mejores resultados en el eje X que en el Y en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Shahidi, 2013). La superposición de estructuras izquierda y derecha que se produce en las dos dimensiones, genera imprecisión en la localización del punto Orbital al repetir los trazados bidimensionales, mientras que en los trazados tridimensionales no se produce esta variación (Chien, 2009; Chen MH, 2011).

Basion es un punto cefalométrico empleado en 1 medidas de este estudio, que tienen 3 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición de cabecera, siendo el cuarto punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado manual, seguido del trazado con Dolphin y con Nemoceph. Según la bibliografía el punto Basion tiene tendencia a distribuir su error en el eje horizontal X (Trpkova, 1997). La distribución de Basion sigue el final posterior del clivus, dado que la distribución de la identificación de los puntos no es aleatoria, sino sistemática, siguiendo la forma anatómica de la estructura sobre la que se identifican (Geelen, 1998; Arponen, 2008). Obtiene mayor reproducibilidad con la identificación en radiografía impresa que visualizada en monitor (Geelen, 1998). Utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010) afecta su fiabilidad, inadmisibles debido a su importancia para el diagnóstico de patologías (Arponen, 2008). En algunos estudios tridimensionales obtiene peores resultados en la imagen bidimensional (Chen MH, 2011), cuando se compara con la tridimensional (Chien, 2009; Chen MH, 2011). La superposición de estructuras que se produce en las dos dimensiones, genera imprecisión en la localización del punto Basion al repetir los trazados, mientras que en los trazados tridimensionales no se produce esta variación (Chien, 2009).

Borde incisal del incisivo superior es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 9 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición de cabecera, siendo el quinto punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Ortomed, seguido del trazado con Dolphin y con Nemoceph. Sus mejores resultados son con el trazado manual, donde no tiene valores significativos. Resultado que difiere de la bibliografía consultada, donde obtiene mayor reproducibilidad en la identificación con monitor que impresa (Geelen, 1998). Utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). Es de los puntos más fiables en los trazados con operadores en

comparación con los trazados automáticos (Liu, 2000). La superposición de estructuras que se produce en las dos dimensiones, genera imprecisión en la localización del borde incisal al repetir los trazados, mientras que en los trazados tridimensionales no se produce esta variación (Chien, 2009).

Ápice radicular del incisivo superior es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 9 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tiene una posición de cabecera, siendo el sexto punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Ortomed, seguido del trazado con Dolphin y con Nemoceph. Sus mejores resultados son con el trazado manual, donde no tiene valores significativos. Resultado que difiere de la bibliografía consultada, donde obtiene mayor reproducibilidad en la identificación con monitor que impresa (Geelen, 1998). Además, utilizar técnicas digitales para crear "relieve" en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). Los ápices de las raíces son más variables, comparados con los bordes incisales (Lim, 1997), porque tienen dispersión en ambos ejes X e Y (Turner, 2001). Las dificultades de localizar los ápices se mantienen incluso en la radiografía 3D, dado que no hay una clara división entre el final del ápice de la raíz y la cortical que rodea el hueso (Chen MH, 2011). Dos estructuras densas, como son la cortical y las raíces, generan errores en las reconstrucciones, dado que los programas las igualan debido a su similar densidad (Lagravère, 2010).

Borde incisal del incisivo inferior es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 11 valores estadísticamente significativos en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3,67. Comparándolo con el resultado de otros puntos, es el punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, teniendo el mismo número de medidas significativas para el resto de métodos. El borde incisal inferior (del incisivo central), según la bibliografía consultada, obtiene mayor reproducibilidad con la identificación en monitor que impresa (Geelen, 1998), pero es un punto que depende mucho de la superposición de otras estructuras (otros incisivos), que dificultan su fiabilidad e incluso reduce la concordancia entre observadores (Miloró, 2013). Al igual que otros puntos, utilizar técnicas digitales para crear "relieve" en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). Suele presentar mejores resultados en el eje horizontal X que en el vertical Y, en los estudios de puntos cefalométricos en ejes cartesianos (Shahidi, 2013). La superposición de estructuras que se produce en las dos dimensiones, genera imprecisión en la localización del borde incisal al repetir los trazados, mientras que en los trazados tridimensionales no se produce esta variación (Chien, 2009), a menos que exista contacto oclusal con los incisivos superiores, en cuyo caso empeora (Chen MH, 2011).

Ápice radicular del incisivo inferior es un punto cefalométrico empleado en 3 medidas de este estudio, que tienen 11 valores estadísticamente significativos en el total de

pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 3,67. Comparándolo con el resultado de otros puntos, es el segundo punto (de diecisiete) más afectado. Su mayor número de medidas significativas ha sido en el trazado con Dolphin, teniendo el mismo número de medidas significativas para el resto de métodos. Los ápices de las raíces son más variables, comparados con los bordes incisales (Lim, 1997), debido a imágenes borrosas por la superposición de estructuras (Chen YJ, 2000), y utilizar técnicas digitales para crear “relieve” en la imagen aumenta la reproducibilidad según operadores, pero crea un patrón de error (Leonardi, 2010). Es un punto que tiene dispersión en ambos ejes (X e Y) según los estudios de ejes cartesianos (Turner, 2001). Las dificultades de localizar los ápices se mantienen incluso en la radiografía 3D, dado que no hay una clara división entre el final del ápice de la raíz y la cortical que rodea el hueso (Chen MH, 2011). Dos estructuras densas, como son la cortical y las raíces, generan errores en las reconstrucciones, dado que los programas las igualan debido a su similar densidad (Lagravère, 2010).

Columnela, Subnasal y el Borde del labio superior son puntos cefalométricos empleados en 1 medida de este estudio, que tienen 1 valor estadísticamente significativo en el total de pruebas estadísticas. El cociente entre ambos valores nos da 1. Comparándolo con el resultado de otros puntos, tienen las posiciones finales, siendo últimos puntos afectados, en orden de ratio de afectación. La única medida significativa ha sido en el trazado con Ortomed, y no se han afectado en el trazado manual, ni con Dolphin y ni con Nemoceph. Los tejidos blandos se identifican mejor en el eje X que en el Y (Lim, 1997), debido al contraste con el aire. La bibliografía remite que el borde del labio superior reduce la concordancia entre observadores (Miloró, 2013), en este trabajo se afectó el grupo inexperto, pero un mayor estudio de los tejidos blandos sería necesario.



6. CONCLUSIONES

6 CONCLUSIONES.

1. Cada grupo de operadores tuvo diferentes resultados significativos en cada método de trazado, de modo que la experiencia repercute en el tipo de trazado empleado en cefalometría. Por tanto, los resultados de los distintos métodos de trazado cefalométrico se afectan de manera diferente en función de la experiencia de los operadores. El grupo experto tuvo el menor número de medidas significativas con el trazado manual, y el mayor número con el programa Nemoceph. El grupo inexperto tuvo el menor número de medidas significativas con el programa Ortomed, y el mayor número con el programa Dolphin.
2. Las medidas cefalométricas tienen resultados significativos diferentes dependiendo de los puntos cefalométricos que las conforman. Aquellas que emplean puntos localizados en los incisivos inferiores y en el mentón, fueron las que mayor número de resultados significativos tuvieron en el estudio. Concretamente, los puntos cefalométricos “borde incisal y ápice del incisivo inferior” con el programa Ortomed y el punto cefalométrico “Menton” con el programa Dolphin tuvieron mayor incidencia.
3. El tiempo empleado para el trazado con los diferentes métodos no tiene cambios significativos en aquellos que los operadores utilizan con más frecuencia. Los operadores inexpertos no muestran cambios significativos en el trazado manual, mientras que los expertos no muestran cambios significativos en el trazado con Nemoceph. Los métodos que utilizan con menos frecuencia, o han aprendido para el desarrollo de este trabajo, muestran un descenso significativo del tiempo empleado. El tiempo empleado para el método manual durante el trazado es similar a los otros métodos pero, considerando el tiempo que requiere para la interpretación y registro, es el método que más tiempo requiere de todos los estudiados, mientras que el realizado con Dolphin es el que menos.



7. BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

Abdelkarim A, Nummikoski P, Gakunga P, Hatch JP, Dove SB. Effect of JPEG2000 compression on landmark identification of lateral cephalometric digital radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Oct;138(4):518-24.

Adams JW. Correction of Error in Cephalometric Roentgenograms. *Angle Orthod.* Jan 1940, Vol. 10, No. 1 (January 1940) pp. 3-13

Águila FJ. Manual de cefalometría, 1ª edición. Editorial Aguiram; 1996.

Alió J, Lorenzo J, Iglesias MC, Manso FJ, Ramírez EM. Longitudinal maxillary growth in Down syndrome patients. *Angle Orthod.* 2011 Mar;81(2):253-9.

Alio JJ, Lorenzo J, Iglesias C. Cranial base growth in patients with Down syndrome: a longitudinal study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 May;133(5):729-37.

Araki K, Endo A, Okano T. An objective comparison of four digital intra-oral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000 Mar;29(2):76-80.

Arponen H, Elf H, Evalhari M, Waltimo-Siren J. Reliability of cranial base measurements on lateral skull radiographs. *Orthod Craniofac Res* 2008;11:201-10.

Athanasiou AE, Miethke R, Van Der Meij AJ. Random errors in localization of landmarks in postero-anterior cephalograms. *Br J Orthod.* 1999 Dec;26(4):273-84.

Balbach DR. The cephalometric relationship between the morphology of the mandible and its future occlusal position. *Angle Orthod.* 1969 Jan;39(1):29-41

Barreto MB, Fonseca EM, da Cunha AJ. A computerized system to conduct the Tweed-Merrifield analysis in orthodontics. *Braz Oral Res.* 2006 Apr-Jun;20(2):167-71.

Baum AT. The direct analysis of cephalometric X-ray films. *Angle Orthod* 1957;27:171-177.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod.* 1971 Aug;60(2):111-27.

Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod.* 1971 Nov;60(5):505-17.

Baumrind S, Miller DM. Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. *Am J Orthod.* 1980;78:41-65.

BeGole EA. Software development for the management of cephalometric radiographic data. *Comput Programs Biomed.* 1980 Apr;11(2):175-82.

Bergersen EO. Enlargement and Distortion in Cephalometric Radiography: Compensation Tables for Linear Measurements. *Angle Orthod* 1980;50:230-244.

Bergman RT. Cephalometric soft tissue facial analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Oct;116(4):373-89.

Bickley SR, Harrison JE. How to ... find the evidence. *J Orthod.* 2003 Mar;30(1):72-8.

Bimler R. Simultaneous presentation of skeleton and soft tissue surfaces; combined picture-roentgenphotogram. *Fortschr Geb Rontgenstr.* 1955 Apr;82(4):529-34.

Bjork A. Facial growth in man, studied with the aid of metallic implants. *Acta Odontol Scand* 1955;13:9-34.

Bjork A. Variations in the growth pattern of the human mandible longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res* 1963;42:400-11.

Björk A. Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res.* 1963;42:400-11.

Björk A, Solow B. Measurement on radiographs. *J Dent Res.* 1962 May-Jun;41:672-83.

Björk A. Some biological aspects of prognathism and occlusion of the teeth. *Angle Orthod.* 1951; 21: 3.

Bonilla M, Barrera J, Arroyave A, Díaz M. Reproducibilidad en la ubicación de puntos cefalométricos de tejidos blandos en radiografías convencionales y digitales directas. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia* 2013;25(1):76-91.

Brennan J. An introduction to digital radiography in dentistry. *J Orthod.* 2002 Mar;29(1):66-9.

Broadbent BH. A new X-ray technique and its application to orthodontia. *The Angle Orthod.* 1931; 1: 45-60.

Broch J, Slagsvold O, Røsler M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Eur J Orthod.* 1981;3(1):9-13.

Brodie A. Late growth changes in the human face. *Angle Orthod.* 1954; 24: 15-30

Brodie A. Downs, W; Goldstein A; Myer, E. Cephalometric appraisal of orthodontics results; a preliminary report. *Angle Orthod.* 1938; 8: 261-351,

Brodie A. The fourth dimension in Orthodontia. *Angle Orthod.* 1954; 24: 15-30

Brodie A Jr. The behavior of the cranial base and its components as revealed by serial cephalometric roentgenograms. *Angle Orthod.* 1955; 25: 148-160

Bruntz LQ, Palomo JM, Baden S, Hans MG. A comparison of scanned lateral cephalograms with corresponding original radiographs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Sep;130(3):340-8.

Buschang PH, Tanguay R, Demirjian A. Cephalometric Reliability. *Angle Orthod* 1987;57:168-175.

Canut Brusola JA. Ortodoncia clínica y terapéutica, 2ª edición. Editorial Masson; 2000:179-180.

Celik E, Polat-Ozsoy O, Toygar Memikoglu TU. Comparison of cephalometric measurements with digital versus conventional cephalometric analysis. *Eur J Orthod.* 2009 Jun;31(3):241-6.

Chebib FS, Cleall JF, Carpenter KJ. On-Line Computer System for the analysis of cephalometric radiographs. *Angle Orthod* 1976;46:305-311.

Chen MH, Jenny Zwei-Chieng Chang, Sang-Heng Kok, Yi-Jane Chen, Yao-Der Huang, Kai-Yuan Cheng, Chun-Pin Lin, Intraobserver reliability of landmark identification in cone-beam computed tomography-synthesized two-dimensional cephalograms versus conventional cephalometric radiography: A preliminary study, *Journal of Dental Sciences*, Volume 9, Issue 1, March 2014, Pages 56-62,

Chen SK, Chen YJ, Yao CC, Chang HF. Enhanced Speed and Precision of Measurement in a Computer-Assisted Digital Cephalometric Analysis System. *Angle Orthod.* 2004 Aug;74(4):501-7

Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC. Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry. *Angle Orthod.* 2000 Oct;70(5):387-92.

Chen YJ, Chen SK, Yao JC, Chang HF. The effects of differences in landmark identification on the cephalometric measurements in traditional versus digitized cephalometry. *Angle Orthod.* 2004 Apr;74(2):155-61.

Chen YJ, Chen SK, Huang HW, Yao CC, Chang HF. Reliability of landmark identification in cephalometric radiography acquired by a storage phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 Sep;33(5):301-6

Chien PC, Parks ET, Eraso F, Hartsfield JK, Ofner S. Comparison of reliability in anatomical landmark identification using two dimensional digital cephalometrics and three-dimensional cone beam computed tomography in vivo. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:262-73.

Collins J, Shah A, McCarthy C, Sandler J. Comparison of measurements from photographed lateral cephalograms and scanned cephalograms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007 Dec;132(6):830-3.

Cook PA, Gravely JF. Tracing error with Bjork's mandibular structures. *Angle Orthod.* 1988;58:169-178.

Cooke MS, Wei SH. Cephalometric errors: a comparison between repeat measurements and retaken radiographs. *Aust Dent J.* 1991 Feb;36(1):38-43.

Csaszar GR, Brüker-Csaszar B, Niederdellmann H. Prediction of soft tissue profiles in orthodontic surgery with the Dentofacial Planner. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1999;14(4):285-90.

Damstra J, Huddleston Slater JJ, Fourie Z, Ren Y. Reliability and the smallest detectable differences of lateral cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 Nov;138(5):546.

Doll GM, Zentner A, Krummenauer F, Gärtner H. Reliability and validity of the Digigraph 100 in orthodontic diagnosis. *J Orofac Orthop.* 2001 Mar;62(2):116-32.

Donatelli RE, Lee SJ. How to report reliability in orthodontic research: Part 1. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Jul;144(1):156-61.

Donatelli RE, Lee SJ. How to report reliability in orthodontic research: Part 2. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013 Aug;144(2):315-8.

Doppel DM, Damon WM, Joondeph DR, Little RM. An investigation of maxillary superimposition techniques using metallic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:161-8.

Downs William B. Análisis of the Dentofacial Profile. The Angle Orthodontist, octubre 1956.

Duarte H, Vieck R, Siqueira DF, Angelier F, Bommarito S, Dalben G, Sannomiya EK. Effect of image compression of digital lateral cephalograms on the reproducibility of cephalometric points. Dentomaxillofac Radiol. 2009 Sep;38(6):393-400.

Dvortsin DP, Sandham A, Pruim GJ, Dijkstra PU. A comparison of the reproducibility of manual tracing and on-screen digitization for cephalometric profile variables. Eur J Orthod. 2008 Dec;30(6):586-91

Enlow DH, Bang S. Growth and remodeling of the human maxilla. Am J Orthod. 1965 Jun;51:446-64.

Eppley BL, Sadove AM. Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography. J Oral Maxillofac Surg 1991;49:1038-43.

Erkan M, Gurel HG, Nur M, Demirel B. Reliability of four different computerized cephalometric analysis programs. Eur J Orthod. 2012 Jun;34(3):318-21.

Finlay LM. Craniometry and Cephalometry: A History Prior to the Advent of Radiography. Angle Orthod 1980;50:312-321.

Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S. Digital imaging of cephalometric radiography, part 1: advantages and limitations of digital imaging. Angle Orthod 1996;66:37-42.

Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S. Digital imaging of cephalometric radiographs, part 2: image quality. Angle Orthod 1996;66: 43-50.

Gijbels F, Bou Serhal C, Willems G, Bosmans H, Sanderink G, Persoons M, Jacobs R. Diagnostic yield of conventional and digital cephalometric images: a human cadaver study. Dentomaxillofac Radiol. 2001 Mar;30(2):101-5.

Gliddon MJ, Xia JJ, Gateno J, Wong HT, Lasky RE, Teichgraeber JF, Jia X, Liebschner MA, Lemoine JJ. The accuracy of cephalometric tracing superimposition. J Oral Maxillofac Surg. 2006 Feb;64(2):194-202.

Goldberg MA, Pivovarov M, Mayo-Smith WW, Bhalla MP, Blickman JG, Bramson RT, Boland GW, Llewellyn HJ, Halpern E. Application of wavelet compression to digitized radiographs. AJR Am J Roentgenol. 1994 Aug;163(2):463-8.

Gotfredsen E, Kragsskov J, Wenzel A. Development of a system for craniofacial analysis from monitor-displayed digital images. Dentomaxillofac Radiol 1999;28:123-6.

Graham RN, Perriss RW, Scarsbrook AF. DICOM demystified: a review of digital file formats and their use in radiological practice. *Clin Radiol*. 2005 Nov;60(11):1133-40.

Grau V, Alcañiz M, Juan MC, Monserrat C, Knoll C. Automatic localization of cephalometric Landmarks. *J Biomed Inform*. 2001 Jun;34(3):146-56.

Gravely JF, Benzie PM. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod*. 1974 Apr;1(3):95-101.

Gratt BM, Sickles EA, Littman RI. Comparison of dental xeroradiography and conventional film techniques for the frequency and significance of image artifacts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1985 Nov;60(5):546-52.

Gregston M D , Kula T , Hardman P , Glaros A , Kula K Comparison of conventional and digital radiographic methods and cephalometric analysis software: I. Hard tissue . *Sem Orthod*. 2004;10 : 204 – 211

Grybauskas S, Balciuniene I, Vetra J. Validity and reproducibility of cephalometric measurements obtained from digital photographs of analogue headfilms. *Stomatologija*. 2007;9(4):114-20

Gungor AY, Arica V, Gungor O, Tutanc M. Cephalometric evaluation of children with familial Mediterranean fever. *Angle Orthod*. 2012 May;82(3):552-5.

Halazonetis DJ. Computer-assisted cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994 May;105(5):517-21.

Hall DL, Bollen AM. A comparison of sonically derived and traditional cephalometric values. *Angle Orthod*. 1997;67(5):365-72.

Halse A, Hedin M. May fast screen-film combinations be used for cephalometry? *Br J Orthod*. 1978 Oct;5(4):189-92.

Hagemann K, Vollmer D, Niegel T, Ehmer U, Reuter I. Prospective study on the reproducibility of cephalometric landmarks on conventional and digital lateral headfilms. *J Orofac Orthop*. 2000;61(2):91-9.

Harris EF, Smith RN. Accounting for measurement error: a critical but often overlooked process. *Arch Oral Biol* 2009;54

Held CL, Ferguson DJ, Gallo MW. Cephalometric digitization: a determination of the minimum scanner settings necessary for precise landmark identification. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:472-81.

Hillesund E, Fjeld D, Zachrisson BU. Reliability of soft-tissue profile in cephalometrics. *Am J Orthod.* 1978 Nov;74(5):537-50.

Hixon EH. Cephalometrics: A Perspective. *Angle Orthod* 1972;42:200-11.

Houston WJ. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod.* 1983 May;83(5):382-90.

Houston WJ, Maher RE, McElroy D, Sherriff M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod.* 1986 Aug;8(3):149-51.

Houston WJ. A comparison of the reliability of measurement of cephalometric radiographs by tracings and direct digitization. *Swed Dent J Suppl.* 1982;15:99-103.

Huja SS, Grubaugh EL, Rummel AM, Fields HW, Beck FM. Comparison of hand-traced and computer-based cephalometric superimpositions. *Angle Orthod.* 2009 May;79(3):428-35.

Kamoen A, Dermaut L, Verbeeck R. The clinical significance of error measurement in the interpretation of treatment results. *Eur J Orthod* 2001;23:569-78.

Kazandjian S, Kiliaridis S, Mavropoulos A. Validity and reliability of a new edge-based computerized method for identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod.* 2006 Jul;76(4):619-24.

Kato W, Wong M. Optimizing cinefilm. *Cathet Cardiovasc Diagn.* 1975;1(1):97-106.

Khanna R, Tikku T, Wadhwa J. Nasomaxillary complex in size, position and orientation in surgically treated and untreated individuals with cleft lip and palate: A cephalometric overview. *Indian J Plast Surg.* 2012 Jan;45(1):68-75.

Klaauw CJ van der. Cerebral skull and facial skull. A contribution to the knowledge of skull structure. *Archives Néerlandaises de Zoologie.* 1946; 9: 16-36.

Krummenauer F, Doll G. Statistical methods for the comparison of measurements derived from orthodontic imaging. *Eur J Orthod.* 2000 Jun;22(3):257-69.

Krummenauer F. The comparison of reliabilities in dental imaging methods. *J Orofac Orthop.* 2003 Jan;64(1):6-15.

Kvam E, Krogstad O. Correspondence of Cephalometric Values. A Methodologic Study Using Duplicating Films of Lateral Head Plates. *Angle Orthod* 1972;42:123-128.

Jahina S. Correlation between cephalometry and roentgenographic cephalometry. *Angle Orthod* 1964;34:194-64.

Lagravère MO, Low C, Flores-Mir C, Chung R, Carey JP, Heo G, Major PW. Intraexaminer and interexaminer reliabilities of landmark identification on digitized lateral cephalograms and formatted 3-dimensional cone-beam computerized tomography images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 May;137(5):598-604

Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977 Mar;33(1):159-74.

Lazzerini F, Minorati D, Nessi R, Gagliani M, Uslenghi CM. [The measurement parameters in dental radiography: a comparison between traditional and digital technics]. *Radiol Med*. 1996 Apr;91(4):364-9.

Leonardi RM, Giordano D, Maiorana F, Greco M. Accuracy of cephalometric landmarks on monitor displayed radiographs with and without image emboss enhancement. *Eur J Orthod*. 2010 Jun;32(3):242-7.

Lim KF, Foong KW. Phosphor-stimulated computed cephalometry: reliability of landmark identification. *Br J Orthod*. 1997 Nov;24(4):301-8.

Lischer BE. On new methods of diagnosing dentofacial deformities. *The International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*. 1924; 9:521-41.

Liu JK, Chen YT, Cheng KS. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000 Nov;118(5):535-40.

Loh S, Heng JK, Ward-Booth P, Winchester L, McDonald F. A radiographic analysis of computer prediction in conjunction with orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2001 Aug;30(4):259-63.

MacMahon H, Doi K, Sanada S, Montner SM, Giger ML, Metz CE, Nakamori N, Yin FF, Xu XW, Yonekawa H, et al. Data compression: effect on diagnostic accuracy in digital chest radiography. *Radiology*. 1991 Jan;178(1):175-9.

Malkoc S, Sari Z, Usumez S, Koyuturk AE. The effect of head rotation on cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 2005;2:315-21.

Marci V, Wenzel A. Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms. *Eur J Orthod* 1993;15:137-48.

Margolis H. The axial inclination of the mandibular incisor. *Am J Ortho and Oral Surg*. 1943;29:571.

- Midtgard J, Bjork G, Aronson SL. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod* 1974;44:52-61
- McClure SR, Sadowaky PL, Ferreira A, Jacobson A. Reliability of digital versus conventional cephalometric radiology: a comparative evaluation of landmark identification error. *Semin Orthod*. 2005;11:98–110.
- McGonagle RR. An evaluation or the accuracy of cephalometrics tracings. *Angle Orthod* 1960;30:134-140.
- McWilliam JS, Welander U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod* 1978;48:49-56.
- Melsen B. The cranial base. *Acta Odontol Scand*. 1974; 32(suppl 62):9–111.
- Miller PA, Savara BS, Singh IJ. Analysis of errors in cephalometric measurement of three-dimensional distances on the maxilla. *Angle Orthod*. 1966 Apr;36(2):169-75.
- Mills JR. The application and importance of cephalometry in orthodontic treatment. *Orthodontist*. 1970;2(2):32-47.
- Miloro M, Borba AM, Ribeiro-Junior O, Naclério-Homem MG, Jungner M. Is there consistency in cephalometric landmark identification amongst oral and maxillofacial surgeons? *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014 Apr;43(4):445-53.
- Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavalcanti MG. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009 Sep;108(3):430-6.
- Moshiri M, Scarfe WC, Hilgers ML, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Oct;132(4):550-60.
- Moyers RE, Bookstein FL. The inappropriateness of conventional cephalometrics. *Am J Orthod* 1979;75:599-617.
- Naoumova J, Lindman R. A comparison of manual traced images and corresponding scanned radiographs digitally traced. *Eur J Orthod*. 2009 Jun;31(3):247-53.
- Naslund EB, Kruger M, Petersson A, Hanson K. Analysis of low dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:136-9.

Nielsen IL. Maxillary superimposition: a comparison of three methods for cephalometric evaluation of growth and treatment change. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;95:

Nimkarn Y, Miles PG. Reliability of computer-generated cephalometrics. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1995;10:43-52.

Prawat J S, Nieberg L, 1995 A comparison between radiographic and sonically produced cephalometric values. *Angle Orthod.* 65: 271-276

Obloj B, Fudalej P, Dudkiewicz Z. Cephalometric standards for Polish 10-year-olds with normal occlusion. *Angle Orthod.* 2008 Mar;78(2):262-9.

Oliver RG. Cephalometric analysis comparing five different methods. *Br J Orthod* 1991;18:277-83.

Oka SW, Trussell HJ. Digital Image Enhancement of Cephalograms. *Angle Orthod* 1978;48:80-84.

Olmez H, Gorgulu S, Akin E, Bengi AO, Tekdemir I, Ors F. Measurement accuracy of a computer-assisted three-dimensional analysis and a conventional two-dimensional method. *Angle Orthod.* 2011 May;81

Ongkosuwito EM, Katsaros C, van't Hof MA, Bodegom JC, Kuijpers-Jagtman AM. The reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of analogue and digital methods. *Eur J Orthod.* 2002;24:655–665.

Polat-Ozsoy O, Gokcelik A, Toygar Memikoglu TU. Differences in cephalometric measurements: a comparison of digital versus hand-tracing methods. *Eur J Orthod.* 2009 Jun;31(3):254-9. Epub 2009 Apr 6

Power G, Breckon J, Sherriff M, McDonald F. Dolphin imaging software: an analysis of the accuracy of cephalometric digitization and orthognathic prediction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2005;34:619-26.

Quevedo LA, Ruiz JV, Quevedo CA. Using a clinical protocol for orthognathic surgery and assessing a 3-dimensional virtual approach: current therapy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Mar;69(3):623-37.

Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthod.* 1999 Dec;69(6):491-506.

Ravindranath S, Krishnaswamy NR, Sundaram V. Comparison of two imaging programs in predicting the soft tissue changes with mandibular advancement surgery. *Orthodontics (Chic.)*. 2011 Winter;12(4):354-65.

Richardson A. A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis. *Eur J Orthod*. 1981;3(1):15-20

Ricketts RM. The Influence Of Orthodontic Treatment On Facial Growth And Development. *Angle Orthod*. 1960;30(3):103-133.

Ricketts RM. The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. *Am. J. Orthod*. 1969;55: 795-803.

Ricketts RM. The Value of Cephalometrics and Computerized Technology. *Angle Orthod* 1972;42:368-86.

Ricketts RM. Perspectives in clinical application of cephalometrics. *Angle Orthod*. 1981;51:115-150

Riedel RA. relation of maxillary structures to cranian in malocclusion and normal occlusion. *Angle Orthod*. 1952;22: 142-145.

Roden-Johnson D, English J, Gallerano R. Comparison of hand-traced and computerized cephalograms: landmark identification, measurement, and superimposition accuracy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Apr;133(4):556-64.

Rodríguez Salvador JJ. Xerorradiografía. *Imagen Diagn*. 2012;03:67-9

Rogers MB. Duplication of x-rays by scanning. *J Clin Orthod* 2002;36:208-9.

Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM. Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998 Feb;113(2):173-9.

Ruppenthal T, Doll G, Sergl HG, Fricke B. [Perceptibility of details in conventional and digital teleradiography--a comparative study]. *Orthod Fr*. 1991;62 Pt 3:1033-42. French.

Ruppenthal T, Doll G, Sergl HG, Fricke B. [Comparative study of the accuracy of localizing cephalometric reference points in using digital and conventional imaging technique]. *Fortschr Kieferorthop*. 1991 Oct;52(5):289-96. German.

Santoro M, Jarjoura K, Cangialosi TJ. Accuracy of digital and analogue cephalometric measurements assessed with the sandwich technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;129:345–351.

Savage AW, Showfety KJ, Yancey J. Repeated measures analysis of geometric constructed and directly determined cephalometric points. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:295-9.

Savara BS, Takeuchi Y. Anatomical location of cephalometric landmarks on the sphenoid and temporal bones. *Angle Orthod.* 1979 Apr;49(2):141-9.

Savara BS, Tracy WE, Miller PA. Analysis of errors in cephalometric measurements of three-dimensional distances on the mandible. *Arch Oral Biol.* 1966 Feb;11(2):209-17.

Sayinsu K, Isik F, Trakyali G, Arun T. An evaluation of the errors in cephalometric measurements on scanned cephalometric images and conventional tracings. *Eur J Orthod.* 2007 Feb;29(1):105-8.

Schulze RK, Gloede MB, Doll GM. Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: a human skull study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002 Dec;122(6):635-42.

Silveira HL, Silveira HE, Dalla-Bona RR, Abdala DD, Bertoldi RF, von Wangenheim A. Software system for calibrating examiners in cephalometric point identification. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Mar;135(3):400-5.

Simon PW. On Gnathostatic Diagnosis in Orthodontics. *Int J Orthod, Oral Surg Radiog.* 1924; 9:521-41.

Siriwat PP, Jarabak JR. Malocclusion and facial morphology is there a relationship? An epidemiologic study. *Angle Orthod.* 1985 Apr;55(2):127-38.

Smektała T, Jędrzejewski M, Szyndel J, Sporniak-Tutak K, Olszewski R. Experimental and clinical assessment of three-dimensional cephalometry: A systematic review. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014 Jun 15.

Sommer T, Ciesielski R, Erbersdobler J, Orthuber W, Fischer-Brandies H. Precision of cephalometric analysis via fully and semiautomatic evaluation of digital lateral cephalographs. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009 Sep;38(6):401-6.

Steiner, CC. Cephalometrics in clinical practice. *Angle Orthod.* 1959;29: 8-29.

Steiner CC. The use of cephalometrics as an aid planning and assessing orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.* 1960;46:721-735.

Steiner CC. Cephalometrics for you and me. *Am. J. Orthod.* 1953;39:729-755.

Stirrups DR. A comparison of the accuracy of cephalometric landmark location between two screen/ film combinations. *Angle Orthod* 1989;59:211-215.

Thurrow RC. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthod* 1951;21:104-116.

Thurzo A, Javorka V, Stanko P, Lysy J, Suchancova B, Lehotska V, Valkovic L, Makovnik M. Digital and manual cephalometric analysis. *BratisLekListy*. 2010;111(2):97-100

Tourne LPM. Accuracy of a commercially available digitizer: A new method for assessment of errors in linearity. *Angle Orthod* 1996;66:433-440.

Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B. Cephalometric landmarks identification and reproducibility: a meta analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112:165–170.

Tripti Tikku, Rohit Khanna, R.P. Maurya, Kamna Srivastava, Rastra Bhushan. Comparative evaluation of cephalometric measurements of monitor-displayed images by Nemoceph software and its hard copy by manual tracing Original Research Article *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, Volume 4, Issue 1, January–April 2014, Pages 35-41

Tsang KH, Cooke MS. Comparison of cephalometric analysis using a non-radiographic sonic digitizer (DigiGraph Workstation) with conventional radiography. *Eur J Orthod*. 1999 Feb;21(1):1-13.

Tsao DH, Kazanoglu A, McCasland JP. Measurability of radiographic images. *Am J Orthod* 1983;84:212-6.

Tsorovas G, Karsten AL. A comparison of hand-tracing and cephalometric analysis computer programs with and without advanced features--accuracy and time demands. *Eur J Orthod*. 2010 Dec;32(6):721-8.

Turner PJ, Weerakone S. An evaluation of the reproducibility of landmark identification using scanned cephalometric images. *J Orthod*. 2001 Sep;28(3):221-9.

Uysal T, Baysal A, Yagci A. Evaluation of speed, repeatability, and reproducibility of digital radiography with manual versus computer-assisted cephalometric analyses. *Eur J Orthod*. 2009 Oct;31(5):523-8.

van der Linden FP. A study of roentgenocephalometric bony landmarks. *Am J Orthod*. 1971 Feb;59(2):111-25.

Van der Linden FPGM. Sheldon Friel Memorial Lecture 2007. Myth and legends in orthodontics. *Eur J Orthod* 2009;30:449-68.

Vig KD, Ellis E 3rd. Diagnosis and treatment planning for the surgical-orthodontic patient. *Dent Clin North Am*. 1990 Apr;34(2):361-84.

Visser H, Rodig T, Hermann KP. Dose reduction by direct digital cephalometric radiography. *Angle Orthod*. 2001;71: 159–163.

Wenger NA, Tewson DH, McDonald F. Direct digital lateral cephalometry: the effects of JPEG compression on image quality. *Med Eng Phys*. 2006 Jul;28(6):560-7.

Wenzel A, Gotfredsen E. Digital radiography for the orthodontist. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;121:231-235.

Yasar F, Apaydin B, Yilmaz HH. The effects of image compression on quantitative measurements of digital panoramic radiographs. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Aug 28.

Yen PKJ. Identification of landmarks in cephalometric Radiographs. *Angle Orthod* 1960;30:35-41.

Yoon YJ, Kim DH, Yu PS, Kim HJ, Choi EH, Kim KW. Effect of head rotation on posteroanterior cephalometric radiographs. *Angle Orthod* 2002;72:36-42.

Yu SH, Nahm DS, Baek SH. Reliability of landmark identification on monitor-displayed lateral cephalometric images. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Jun;133(6):790.

Winter CM, Woelfel JB, Igarashi T. Distortion and Other Errors in Oblique Cephalometric Radiography. *Angle Orthod* 1984;54:330-346.

Zamora N, Llamas JM, Cibrián R, Gandia JL, Paredes V. Cephalometric measurements from 3D reconstructed images compared with conventional 2D images. *Angle Orthod*. 2011 Sep;81(5):856-64.

Zocchi M. [Xeroradiography. Technic, methodology, and image characteristics]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1982;83(2-3):103-6.



8. ANEXO



UNIVERSIDAD
DE SALAMANCA

COMITÉ DE BIOÉTICA (CBE)

C/ Libreros 19, 2º ; 37008 Salamanca
Tel . (34) 923 29 44 00 ext 1181
e-mail: cbioetica@usal.es

REGISTRO UNICO
UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

SALIDA

006 Nº 211200047159

19-11-12 13:38:09

El Comité de Bioética de la Universidad de Salamanca, en su reunión extraordinaria del día 19 de noviembre de 2012, ha considerado las circunstancias que concurren en el proyecto de investigación titulado "Estudio cefalométrico comparativo entre trazados manuales y digitales con programas informáticos", que tiene como investigador principal al Dr. LUIS DANIEL PELLICER CASTILLO.

A la vista de la documentación presentada, este Comité ha acordado **informar favorablemente** el proyecto de investigación, ya que cumple los requisitos éticos requeridos para su ejecución.

Y para que así conste lo firmo en Salamanca a 19 de noviembre de 2012

José M.º Díaz Minguéz
Secretario del CBE



José Julián Calvo Andrés
Presidente del CBE