

**EFEITOS
DOS ERROS DE PROJEÇÃO
SOBRE AS GRANDEZAS
CEFALOMÉTRICAS
DAS ANÁLISES
DE STEINER
E MCNAMARA**

PAULO ROBERTO TATSUO SAKIMA

PAULO ROBERTO TATSUO SAKIMA

**EFEITOS
DOS ERROS DE PROJEÇÃO
SOBRE AS GRANDEZAS
CEFALOMÉTRICAS
DAS ANÁLISES
DE STEINER
E McNAMARA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia (área de concentração: Ortodontia).

Orientadores: Prof. Dr. *João Roberto Gonçalves*

Prof. Dr. *Joel Claudio da Rosa Martins*

(in memoriam)

Araraquara

2001

Sakima, Paulo Roberto Tatsuo

Efeitos dos erros de projeção sobre as grandezas cefalométricas
das análises de Steiner e McNamara / Paulo Roberto Tatsuo
Sakima. – Araraquara : [s.n.], 2001.

138 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. João Roberto Gonçalves.

1.Cefalometria 2. Computação matemática 3. Radiologia -
Erros de projeção. 4. Informática I. Título.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS	8
LISTA DE TABELAS	9
INTRODUÇÃO	11
REVISÃO DA LITERATURA	14
PROPOSIÇÃO	38
MATERIAL E MÉTODO	41
RESULTADO	61
DISCUSSÃO	73
CONCLUSÃO	101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	105
APÊNDICES	114
RESUMO	134
ABSTRACT	136
GABARITO DE CALIBRAÇÃO	138

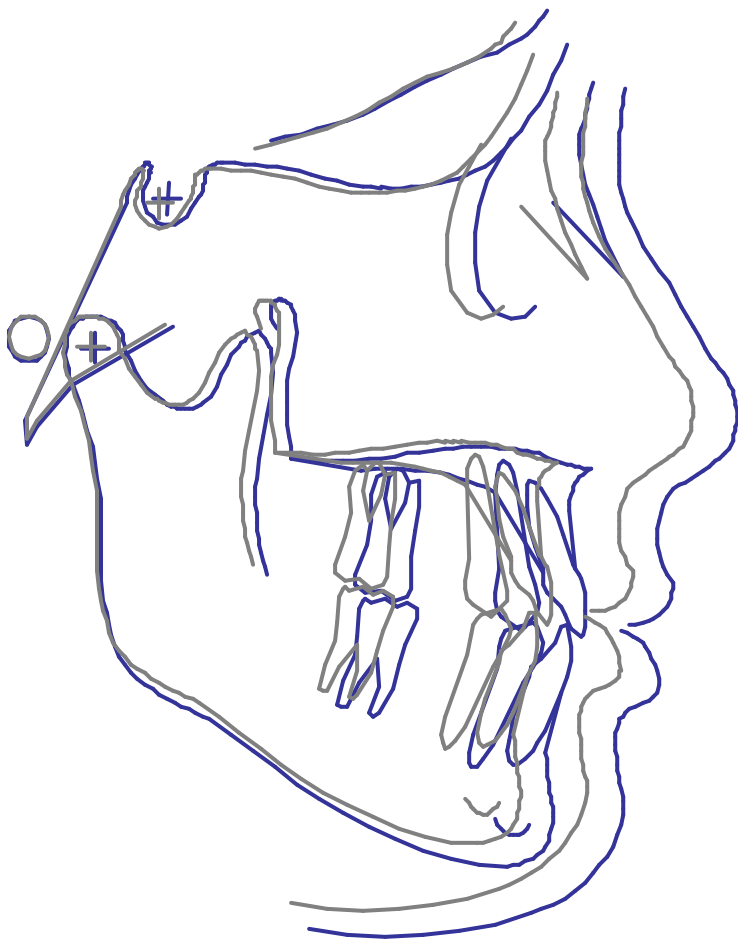
LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

FIGURA 1 – Representação matemática do fator de ampliação, dado por F, e do grau de ampliação, dado por G	53
FIGURA 2 – Relação matemática entre distâncias observadas no método cefalométrico	54
FIGURA 3 – Relações matemáticas entre o fator de ampliação da imagem, o coeficiente de correção, e distâncias características do aparelho radiográfico	54
FIGURA 4 – Representação esquemática de um ponto nos sistemas de coordenadas retangulares e polares	56
FIGURA 5 – Relações matemáticas entre os sistemas de coordenadas retangulares e polares	56
FIGURA 6 – Correção da posição dos pontos projetados, segundo o grau de ampliação	58
FIGURA 7 – Correção da ampliação da imagem de um ponto cefalométrico utilizando o “Bolton Orientator”	59
FIGURA 8 – Sobreposição de traçados: a diferença de ampliação se deve a distâncias filme-objeto distintas	77
FIGURA 9 – Representações matemáticas do fator de ampliação F, grau de ampliação G, coeficiente de correção da ampliação C, e grau de correção R, segundo as relações com as distâncias foco-filme, foco-objeto e filme-objeto	81
FIGURA 10 – Equação para a determinação do grau de ampliação para a pesquisa de Krogstad & Kvam ³⁴	82
FIGURA 11 – Cálculo das dimensões das imagens projetadas para objetos de 60 mm posicionados a 40 mm do plano sagital mediano do objeto, num sistema com distância foco-filme de 1614 mm e distância foco-objeto de 1524 mm	85
Gráfico 1 – Graus de ampliação dos sistemas cefalométricos radiológicos segundo as distâncias do objeto em relação ao plano sagital mediano, e segundo os pesquisadores e seus trabalhos	82
Gráfico 2 – Graus de correção dos sistemas cefalométricos, segundo as distâncias do objeto em relação ao plano sagital mediano, e segundo os pesquisadores e seus trabalhos	87
Gráfico 3 – Valores médios observados para as grandezas cefalométricas dos grupos III e IV, segundo os tratamentos	88
Gráfico 4 – Valores médios corrigidos e quantidade de correção da ampliação das grandezas cefalométricas dos grupos II e IV	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de Steiner, segundo o tipo de avaliação	17
Tabela 2 – Grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de McNamara, segundo o tipo de avaliação	28
Tabela 3 – Pontos cefalométricos utilizados nas análises cefalométricas de Steiner e McNamara, abreviações e respectivas definições	46
Tabela 4 – Variáveis da análise cefalométrica de Steiner, categorização em grupos e definições	48
Tabela 5 – Variáveis da análise cefalométrica de McNamara, categorização em grupos e definições	48
Tabela 6 – Análise estatística descritiva: média, desvio padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo, segundo as variáveis da análise cefalométrica de Steiner e os tratamentos	63
Tabela 7 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo II e à análise cefalométrica de Steiner, e segundo os tratamentos	64
Tabela 8 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo a variável pertencente ao grupo III e à análise cefalométrica de Steiner, e segundo os tratamentos	65
Tabela 9 – Análise estatística descritiva: média, desvio padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo, segundo as variáveis da análise cefalométrica de McNamara e os tratamentos	67
Tabela 10 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo II e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos	68
Tabela 11 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo a variável pertencente ao grupo III e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos	69

Tabela 12 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo as variáveis pertencentes ao grupo IV e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos	70
Tabela 13 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo IV e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos	71
Tabela 14 – Graus de ampliação dos aparelhos radiográficos, segundo os pesquisadores e seus trabalhos	79
Tabela 15 – Sistemas cefalométricos distintos – distâncias foco-filme, foco-objeto e filme-objeto, e constantes de ampliação e correção da projeção para as estruturas localizadas no plano sagital mediano, segundo os pesquisadores e seus trabalhos	80
Tabela 16 – Graus de ampliação para diferentes distâncias filme-objeto, de 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido do filme (–) até 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido contrário ao do filme (+), segundo os pesquisadores e seus trabalhos	83
Tabela 17 – Graus de correção para diferentes distâncias filme-objeto, de 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido do filme (–) até 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido contrário ao do filme (+), segundo os pesquisadores e seus trabalhos	86
Tabela 18 – Dados da análise cefalométrica de Steiner, segundo o tratamento 1	116
Tabela 19 – Dados da análise cefalométrica de Steiner, segundo o tratamento 2	117
Tabela 20 – Dados da análise cefalométrica de Steiner, segundo o tratamento 3	118
Tabela 21 – Dados da análise cefalométrica de McNamara, segundo o tratamento 1	119
Tabela 22 – Dados da análise cefalométrica de McNamara, segundo o tratamento 2	120
Tabela 23 – Dados da análise cefalométrica de McNamara, segundo o tratamento 3	121



Introdução

Introdução

A Ortodontia se consolidou como especialidade dentro da Odontologia⁴ no final do século XIX e no início do século XX, graças aos esforços de eminentes cirurgiões-dentistas, principalmente Edward Hartley Angle, que organizaram a *American Society of Orthodontists*, uma instituição que tinha a intenção clara de “estabelecer a ciência da Ortodontia” como uma especialidade das artes terapêuticas.⁴⁶

Foi, no entanto, a partir da descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen em 1895 e a contribuição de B. Holly Broadbent¹⁴ em 1931, com o desenvolvimento da cefalometria radiológica, que ocorreu um grande avanço da Ortodontia, devido às pesquisas que puderam ser conduzidas nessa área, principalmente as mais importantes para o conhecimento das formas e do crescimento da face.⁴²

A cefalometria radiológica foi fundamental em estudos sobre crescimento craniofacial, desenvolvimento dentário, e outros para estabelecer as condições de normalidade de um indivíduo. Assim, Baumrind & Frantz⁷ citaram o uso das medidas cefalométricas para classificação e categorização de casos clínicos, para diagnóstico de discrepâncias em relação a normas aceitas e para o registro de mudanças associadas a tratamento.

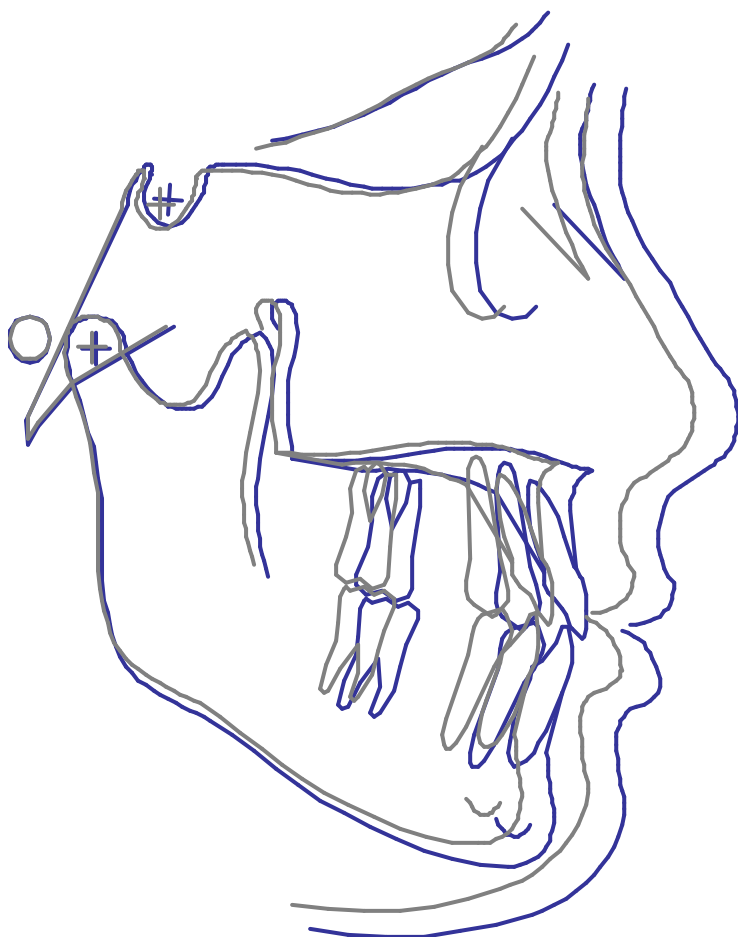
Com o desenvolvimento do método cefalométrico radiológico, apareceram estudos para a avaliação desse método. Assim, Baumrind & Frantz⁸ observaram que a análise das grandezas cefalométricas podia ser influenciada por

três fatores: erros de projeção, erros de localização de pontos cefalométricos e erros na sistemática de mensuração.

Houston²⁷ complementou essa análise, observando que todo material diagnóstico deveria estar sujeito a testes de validade e reprodutibilidade, e lembrou que qualquer técnica de mensuração apresentava erros de natureza sistemática e aleatória. O problema da validade poderia estar presente na distorção da imagem radiográfica por erros de projeção, quando não se antecipava qualquer tipo de correção, pois as imagens apareciam sempre ampliadas. A utilização de pontos cefalométricos localizados afastados do plano sagital mediano também podia trazer problemas de validade, pois nem sempre era possível se estimar a quantidade de distorção, dada pela ampliação. A comparação entre duas imagens com graus de ampliação diferentes não era coerente, pois a unidade de mensuração não era comum; se uma comparação dessa era executada, surgia o erro sistemático.

Em estudos cefalométricos convencionais, os problemas de reprodutibilidade sempre aparecem, pois para se definir uma grandeza cefalométrica deve-se confiar em um ou mais pontos cefalométricos, cada qual com seu devido envelope de erro.⁷ Além disso, a entrada de dados está sempre sujeita a erros aleatórios.

Este trabalho procura evidenciar os problemas dos erros em cefalometria, para trazer um melhor entendimento e uma possível solução para a minimização de seus efeitos, principalmente aqueles relacionados ao erro de projeção.



Revisão da literatura

Revisão da literatura

Broadbent¹⁴ (1931) descreveu o método cefalométrico radiológico com o desenvolvimento de um posicionador de cabeça (mais tarde denominado cefalostato) e o aperfeiçoamento da técnica radiográfica, para possibilitar a padronização das imagens radiográficas obtidas. Também, descreveu seus experimentos para validação do método por meio de técnicas antropométricas em crânios secos. Nesse trabalho, estabeleceu-se a padronização para a utilização do método:

- posicionamento da cabeça com orientação do plano de Frankfurt na horizontal, obtido com a ajuda de olivas auriculares bilateralmente, um apoio na região dos ossos próprios do nariz e frontal, e uma ponteira para a borda inferior da órbita esquerda;
- utilização de distância foco-objeto fixa e constante de cinco pés ou 1.524 milímetros; foco é a denominação dada ao ponto focal da fonte dos raios X e objeto é a denominação dada ao paciente, que é descrito pelo seu plano sagital mediano;
- utilização de distância filme-objeto variável, com o chassi do filme posicionado o mais próximo possível do paciente; a distância entre o filme e o plano sagital mediano do paciente era registrada para correção da ampliação da imagem;

- incidência do feixe central dos raios X perpendicularmente ao plano sagital mediano do paciente e ao filme, passando pela parte superior das olivas auriculares do cefalostato;
- utilização do traçado das estruturas contidas na imagem radiográfica e mensuração técnica de distâncias e ângulos obtidos do traçado.

Broadbent,¹⁴ ainda, descreveu o método de se calcular uma distância no objeto tendo sua respectiva imagem radiográfica: bastava medir a projeção dessa distância na imagem radiográfica e aplicar a proporção obtida pelas distâncias entre fonte dos raios X e objeto, e entre objeto e filme. Essas distâncias determinavam triângulos com características semelhantes, e assim, seus lados poderiam ser relacionados. O pesquisador também descreveu seus estudos de desenvolvimento da face com crianças em crescimento, e citou não ter corrigido os erros dados pela ampliação da imagem.

Steiner⁵¹ (1953) apresentou uma análise cefalométrica voltada para uso clínico, de fácil utilização e compreensão, e com preocupação estética do paciente. O pesquisador utilizou a linha SN como referência por considerar a fácil identificação dos pontos S e N, e considerar muito variável a posição do Pório anatômico com relação às diferentes tomadas radiográficas. Ele se baseou em estudos de outros pesquisadores (Reidel, Downs, Wylie, Johnson, Thompson, Brodie, Ricketts) para elaborar a análise. A análise cefalométrica era constituída pelas grandezas cefalométricas mostradas na Tabela a seguir.

Tabela 1 – Grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de Steiner, segundo o tipo de avaliação

Padrão esquelético	Padrão dentário
SNA	SN.PO
SNB	Is.li
diferença SNA - SNB	Is-NA
SN.GoGn	Is.NA
SN.CC'	li-NB
SN.GnGn'	li.NB
S-E	li.GoGn
S-L	Ms-NA
Pg-NB	Mi-NB

Krogman³³ (1958) classificou em três os tipos de análises cefalométricas: análise linear, análise angular, e análise posicional. Referiu-se à análise linear como aquela baseada em medidas de distâncias, diretas ou projetadas, e expressa em milímetros. As medidas diretas eram aquelas obtidas diretamente sobre pontos pertencentes ao plano sagital mediano. As medidas projetadas estavam relacionadas a pontos localizados fora do plano sagital mediano. As medidas projetadas poderiam ser primárias (quando se referiam diretamente a dois pontos cefalométricos) ou secundárias (quando se referiam a pontos cefalométricos em relação a alguma referência). A análise angular era aquela que relacionava a inclinação entre duas retas. Finalmente, a análise posicional era aquela relacionada a princípios de correlações presumidas entre estruturas com a arquitetura da face. Citou que era preferível a utilização das medidas lineares diretas, e que as medidas lineares projetadas, principalmente as secundárias, eram muito vulneráveis a erros. *Krogman citou que a análise das medidas lineares deveria considerar o grau de ampliação, e os dados deveriam passar por cálculo de proporção.* Para eliminar o efeito da ampliação sobre o resultado, sugeriu a utilização da análise angular. Essas medidas apresentavam,

porém, outros problemas: um ângulo era um valor altamente dependente, pois era derivado de três ou quatro pontos; além disso, era de difícil interpretação pois a sua variação apresentava características próprias de acordo com a medida; e ainda, o valor angular não descrevia o lado que era estável, e portanto, as medidas geralmente utilizavam alguma reta de referência, com relativa estabilidade. Certamente, nenhuma das análises trazia dados completos para diagnóstico.

Krogstad & Kvam³⁴ (1971) estudaram a variação da ampliação de imagens de pontos localizados bilateralmente em relação ao plano sagital mediano, por meio de tomadas radiográficas de um gabarito em 13 posições diferentes. Os pesquisadores radiografaram o gabarito variando a distância filme-objeto de 130 mm a 370 mm, com 20 mm de incremento, e mantendo a distância foco-filme fixa em 1.540 mm. Observaram que a relação grau de ampliação e distância filme-objeto era linear. Concluíram que a diferença nos graus de ampliação de estruturas bilaterais devia ser considerada, e que os erros derivados de larguras individuais podiam ser desconsiderados.

Baumrind & Frantz⁷ (1971) classificaram os erros relacionados à técnica radiográfica em “erros de projeção” e “erros de identificação”. Relataram, ainda, que distâncias sofriam distorção quando seus pontos se localizavam em planos sagitais distintos, e pela distribuição radial dos pontos e estruturas fora do feixe central de raios X. Os pesquisadores conduziram um estudo sobre erro de identificação de pontos cefalométricos em que utilizaram 20 radiografias e avaliaram o desempenho de um grupo de cinco estudantes de Ortodontia na identificação de 16 pontos (sendo que consideraram Or, Me e Po,

como pontos únicos e Go e Mi como pontos pares), a partir da sobreposição em quatro pontos fiduciais (pontos com alto grau de reprodutibilidade na identificação, feitos geralmente com pequenos furos) previamente marcados nas radiografias. Eles utilizaram sistema computadorizado e mesa digitalizadora (instrumento para conversão de dados de posições em coordenadas retangulares) para a sobreposição e análise dos dados, e apresentaram gráficos de dispersão contendo a distribuição do padrão de erro de identificação de cada ponto cefalométrico, denominado envelope de erro, e não citaram tratamento para a ampliação da imagem. Pelo estudo concluíram que: os erros de identificação de pontos eram muito altos, mesmo intra-operador; a magnitude do erro variava entre os pontos cefalométricos; e cada ponto cefalométrico tinha uma distribuição de erro peculiar, sendo sistemático, pois cada ponto apresentava um envelope de erro característico e geralmente não-circunferencial.

Baumrind & Frantz⁸ (1971) classificaram os erros em mensuração de medidas lineares e angulares em “erros de projeção”, “erros de identificação de pontos cefalométricos”, e “erros mecânicos em desenho de retas e em mensuração com escalas e transferidores”. Esses autores citaram que o controle do erro de projeção não era possível, e que portanto o uso de medidas angulares era preferível, visto que elas não se alteravam com a ampliação da imagem. E no uso das medidas lineares, aquelas que estavam no plano sagital mediano eram preferíveis, por terem grau de ampliação conhecido. Também, citaram que o posicionamento preciso do paciente era difícil e que isso trazia efeitos assimétricos sobre as medidas angulares e lineares. Citaram que esse erro

tornava os ângulos no plano sagital mediano mais obtusos, e que os ângulos mais agudos eram os mais sensíveis a esse erro. Decidiram que o trabalho enfocaria apenas os aspectos do erro de identificação dos pontos sobre as grandezas angulares e lineares. Comentaram, que quanto menores eram os valores nominais de qualquer uma dessas medidas, maior era a influência do erro; além disso, quanto mais próximos os pontos se encontravam mais variações poderiam ocorrer na determinação de retas. Os autores utilizaram sistema computadorizado e mesa digitalizadora no estudo. Nesse trabalho os autores utilizaram dados do trabalho anterior⁷ para estudarem as variações nas medidas lineares e angulares causados pelo erro de identificação de pontos. Concluíram que: os erros contidos na mensuração eram muito altos; cada medida tinha magnitude de erro própria e portanto confiabilidade própria; os valores nominais de erros e de variabilidade foram maiores nas medidas angulares do que nas lineares. Os autores sugeriram quatro leituras para cada radiografia para diminuir os erros aleatórios pela metade, pelo uso de sistema computadorizado. Esse estudo apontou duas necessidades imediatas: a utilização de pontos cefalométricos com alto grau de reprodutibilidade (e portanto, envelope de erro com dimensões reduzidas), e uso rotineiro de replicação de mensuração.

Savara⁴⁸ (1972) descreveu o método para controlar e corrigir erros de identificação de pontos e de ampliação e distorção de imagem, utilizado em seus estudos cefalométricos sobre crescimento. O pesquisador utilizou radiografias em normas lateral e frontal, e descreveu a utilização de sistemas computadorizados em seus estudos. Destacou o problema da ampliação, e

principalmente, o cálculo de distâncias contidas em planos não-paralelos ao plano do filme. Ele estudou a confiabilidade do método pela aplicação numa peça anatômica isolada, uma mandíbula, na qual podia fazer mensurações diretas: observou que as medidas corrigidas para os problemas de ampliação e distorção apresentaram as melhores estimativas, e aquelas que não tiveram qualquer tratamento em relação a esses erros, apresentaram as piores estimativas. Assim, pôde conduzir estudos longitudinais por meio de radiografias, com correção para os erros de projeção.

Broadbent Sr. et al.¹⁵ (1975) pesquisaram o crescimento e desenvolvimento craniofacial de 32 indivíduos (16 de cada sexo), desde o primeiro ano de vida até os 18 anos de idade. Essa amostra fazia parte da população do “estudo Bolton”, que compreendia mais de cinco mil indivíduos. Esses 32 indivíduos foram selecionados segundo alguns critérios, principalmente, excelência em oclusão estática (vista por modelos de estudo), estética facial favorável e indivíduos com faces próximas da face “ótima”, derivada de médias estatísticas. Foram descritas 43 variáveis cefalométricas, sendo 26 grandezas lineares e 17 grandezas angulares. Esses pesquisadores descreveram os problemas relacionados à ampliação da imagem radiográfica e a utilização de pontos localizados bilateralmente em relação ao plano sagital mediano, e sugeriram o uso do “Bolton Orientator”, um aparelho desenvolvido por eles para a solução desses problemas.

Wisth & Bøe⁶⁰ (1975) conduziram um estudo de identificação de pontos cefalométricos do perfil tegumentar. Citaram o grau de ampliação de

9,68% e não corrigiram. As mensurações foram feitas com paquímetro e transferidor, e em radiografias replicadas com três semanas de intervalo entre as tomadas. Os pesquisadores comentaram que os erros aplicáveis aos pontos em tecido ósseo, também eram aplicáveis aos pontos em tecido mole, analisando oito variáveis angulares e quatro lineares. Concluíram que a confiabilidade na identificação de pontos cefalométricos no perfil era semelhante àquela dos pontos cefalométricos em tecido ósseo relacionado, e o erro de método era maior em crianças com lábios incompetentes.

Slagsvold & Pedersen⁴⁹ (1977) citaram que um ângulo não era reproduzido corretamente na exposição radiográfica lateral, se o seu plano não estivesse paralelo ao plano do filme. Isso significava que se algum dos seus segmentos de reta estivesse inclinado em relação ao plano do filme, o ângulo estaria distorcido. Os pesquisadores citaram que o ângulo goníaco era um ângulo intermediário entre os ângulos direito e esquerdo, e portanto, qualquer assimetria teria efeito nesse ângulo; utilizaram sistema computadorizado e mesa digitalizadora, e paquímetro no método craniométrico, e não citaram qualquer tratamento para a ampliação. Salientaram que a distorção variava de lado para lado, sendo, na média, maior no lado mais próximo do filme (65% maior nesse estudo). Além disso, citaram que na maioria dos casos o ângulo projetado apresentava distorção. As maiores distorções do ângulo goníaco foram encontradas nos casos com maior divergência do corpo mandibular. Assim, os concluíram que não existia método para se calcular exatamente a distorção das

radiografias em seres vivos, e o método cefalométrico não produzia registros confiáveis do ângulo goníaco.

McWilliam³⁹ (1980) estudou os erros que poderiam estar relacionados aos instrumentos de precisão utilizados nas pesquisas cefalométricas para a conversão dos dados das radiografias em coordenadas retangulares. Ele descreveu classes de instrumentos utilizados para esse fim, bem como os erros aplicáveis a cada uma dessas classes. Em seu estudo, avaliou erro de escala, erro de ortogonalidade, folga no instrumento (jogo), precisão do operador, e precisão do instrumento. Determinou que houvesse calibração do instrumento para que os erros de escala e de ortogonalidade pudessem ser minimizados e até anulados. O efeito da folga no instrumento poderia trazer erros aleatórios e prejudicar a precisão do mesmo. A precisão do operador poderia ser controlada por replicação na operação. A precisão do instrumento foi influenciada pela folga no instrumento, pela precisão do operador, por erros sistemáticos não definidos e erros de arredondamento. O estudo mostrou que o instrumento testado era preciso (0,031 mm de precisão) após os procedimentos de calibração e que suas leituras poderiam ser arredondadas para o 0,05 mm mais próximo.

Broch et al.¹⁶ (1981) estudaram os erros envolvidos na identificação de pontos cefalométricos. Para isso, valeram-se de sistema computadorizado e mesa digitalizadora. Citaram que, quando tomados os devidos cuidados na técnica radiográfica e se a mesa digitalizadora estiver em ordem, a identificação de pontos cefalométricos torna-se a única fonte de erros. A tomada

radiográfica foi padronizada em relação à ampliação, mas não foi corrigida. Os pesquisadores encontraram envelopes de erro para os 15 pontos estudados.

Eliasson et al.²² (1982) descreveram a técnica radiográfica cefalométrica como sendo a projeção do objeto no filme radiográfico por feixes de raios X divergentes do ponto focal. Idealmente, a projeção deveria ser ortogonal, isto é, o filme deveria se encontrar perpendicularmente ao feixe central dos raios X. Na projeção lateral, o plano sagital mediano do paciente deveria ser posicionado perpendicularmente a esse feixe central de raios X e paralelamente ao filme, mantendo relações constantes de distâncias com a fonte de radiação e o filme. Assim, a ampliação da imagem radiográfica do plano sagital mediano do objeto era consistentemente a mesma. No entanto, nem sempre o posicionamento do paciente no cefalostato era exato entre exames. Na telerradiografia lateral, todos os planos sagitais eram projetados no plano do filme, sendo que apenas o plano sagital mediano era idealmente estudado. Assim, os pesquisadores sugeriram que os pontos localizados bilateralmente deveriam fornecer seu ponto médio como referência. Nesse trabalho, os pesquisadores apresentaram equações matemáticas de transformação de coordenadas retangulares para a correção de problemas relacionados ao posicionamento do objeto a ser radiografado. Esses problemas compreendiam a translação do objeto nos três eixos cartesianos, rotações do objeto ao redor de um de seus eixos x (eixo horizontal), y (eixo sagital) ou z (eixo vertical), e rotações e translações simultâneas. A partir dessas equações derivaram outras para a correção de problemas referentes à

ortogonalidade da projeção, isto é, alinhamento do cefalostato em relação à fonte de raios X e ao posicionamento do filme radiográfico.

McWilliam⁴⁰ (1982) apresentou um método para marcação de quatro pontos fiduciais por meio de um gabarito e testou a precisão desse método. A determinação de pontos fiduciais torna-se importante nos estudos em que há necessidade de sobreposições de traçados, assim como para garantir a ortogonalidade do sistema de mensuração utilizado. O estudo demonstrou que a precisão dada pelo gabarito era melhor que a precisão do instrumento de mensuração e a precisão do operador, e que os envelopes de erros dos pontos fiduciais eram mínimos, com distribuição circunferencial e magnitudes iguais.

Ahlqvist et al.¹ (1983) descreveram as fontes de distorção da projeção cefalográfica, e seus principais efeitos sobre a imagem radiográfica, utilizando as equações apresentadas em trabalho anterior.²² Para isso, construíram um modelo matemático analítico para avaliar independentemente rotação do objeto ao redor de qualquer eixo, rotação do plano do filme ao redor de seu eixo vertical ou sagital, translação do objeto em qualquer direção, e diferentes distâncias foco-objeto e foco-filme. Os cálculos consideraram como padrão a distância foco-objeto de 1.400 mm e a distância foco-filme de 1.550 mm (e portanto, a distância filme-objeto de 150 mm). Eles descreveram a distorção da imagem para objetos com rotação ao redor de seu eixo vertical, concluindo que essa distorção era proporcional ao ângulo de rotação, e à distância ao eixo de rotação. A análise era análoga para rotação ao redor do eixo sagital. A rotação no eixo horizontal não trazia qualquer distorção na imagem; analisaram, também, a

rotação do plano do filme, concluindo que havia semelhanças com a análise da rotação do objeto. Os pesquisadores descreveram os efeitos de distorção devidos à translação do plano do objeto, do plano do filme, e da fonte de raios X. Também, descreveram os efeitos simultâneos de translação e rotação. Por fim, descreveram as distorções das projeções de dois objetos tridimensionais, um cubo e uma esfera, quanto à rotação e translação do próprio objeto, assim como a rotação do plano do filme.

Houston²⁷ (1983) descreveu as fontes de erros em cefalometria e suas análises, considerando principalmente a distinção em erros aleatórios e sistemáticos. O pesquisador citou que a imagem radiográfica era ampliada e podia estar distorcida; as medidas lineares podiam ser corrigidas, e isso devia ser feito se radiografias de sistemas diferentes devessem ser comparadas; as medidas cefalométricas cujos pontos não se encontravam num plano paralelo ao filme apareciam distorcidas. Houston²⁷ exemplificou como erro sistemático a não correção da ampliação, e erro aleatório o erro de posicionamento do paciente no cefalostato, e a identificação de pontos cefalométricos. Sugeriu métodos de controle de erros: na tomada radiográfica, fixar as relações entre o ponto focal, o cefalostato e o filme, além de manter as olivas auriculares alinhadas e incluir a imagem de uma escala no plano sagital mediano; na identificação de pontos cefalométricos, proceder em ambiente adequado e com material de qualidade, além de experiência e calibração; no desenho da pesquisa, a verificação de valores estranhos, por comparações com padrões publicados ou com as próprias medidas do estudo (por exemplo, medidas com mais de três desvios padrão da média

podiam ter tido influência de erro de identificação ou erro de leitura do instrumento de mensuração), replicação e uso da média de medidas cefalométricas replicadas. O cálculo do erro de método envolvia estimar os erros sistemáticos e aleatórios pela replicação das medidas. Ele descreveu, ainda, métodos de identificação de erros sistemáticos e aleatórios, além de seus efeitos na interpretação dos resultados.

Tsao et al.⁵⁶ (1983) citaram que a distorção por projeção já era conhecida desde as primeiras tentativas de mensuração na radiografia, e que a natureza dessa distorção não havia sido estudada detalhadamente pela profissão. Os pesquisadores conduziram um estudo em que vários calibradores foram radiografados, posicionados passando por pontos cefalométricos. Como esses calibradores tinham comprimentos conhecidos, suas projeções em todos os planos foram analisadas. Apresentaram desde 7,32% de ampliação até 69,63% de redução (encurtamento). Concluíram que uma relação paralela entre o objeto e o plano do filme era obrigatória, e que a mensuração direta no filme, sem correção da ampliação, trazia conclusões questionáveis.

McNamara^{37,38} (1984, 1990) apresentou sua análise cefalométrica em resposta a uma necessidade por um método sensível não apenas à posição de dentes em relação aos respectivos ossos basais, mas também a inter-relação dos elementos dos maxilares e da base do crânio. Em resumo, o método representava um esforço de relacionar dentes com dentes, dentes com bases ósseas, maxila com mandíbula, e maxila e mandíbula com a base do crânio. Citou que as outras análises foram desenvolvidas entre 1940 e 1970, época em que não

se acreditava em grandes alterações das relações craniofaciais. Então, essa análise foi desenvolvida à luz dos avanços da cirurgia ortognática e da terapia por aparelhos ortopédicos funcionais. Ela utiliza o plano de Frankfurt como referência da base do crânio e é constituída das grandezas apresentadas na Tabela a seguir.

Tabela 2 – Grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de McNamara, segundo o tipo de avaliação

Padrão esquelético	Padrão dentário	Vias aéreas	Perfil tegumentar
A-Nperp	Is-Avert	faringe superior	ângulo nasolabial
Pg-Nperp	li-APg	faringe inferior	
Co-A			
Co-Gn			
diferença (Co-Gn) - (Co-A)			
ENA-Me			
PoOr.GoMe			
BaN.PtGn			

Para estabelecer normas analisou três amostras: Bolton (estudo longitudinal), Burlington (estudo longitudinal), e Ann Arbor (estudo transversal de pacientes com configuração facial de boa a excelente).

Ahlqvist et al.² (1986) estudaram a magnitude dos erros nas grandezas cefalométricas lineares devidos à projeção. Nesse estudo assumiu-se uma projeção ortogonal, e portanto, limitou-se a pesquisar os efeitos do posicionamento incorreto dos pacientes sobre as medidas lineares. Os erros nas medidas lineares devidos ao erro de posicionamento do paciente foram estudados baseando-se em modelos matemáticos, e utilizando-se cálculos computacionais. Por essa abordagem, todos os outros erros relacionados à técnica radiográfica, como identificação e registro dos pontos cefalométricos e procedimentos de mensuração, foram eliminados. Distâncias de diferentes comprimentos e

inclinações foram simuladas levando-se em consideração três situações distintas: distâncias localizadas no plano sagital mediano do paciente; distâncias em que um dos pontos localizava-se em estruturas fora do plano sagital mediano; e distâncias em que todos os pontos se localizavam em estruturas fora do plano sagital mediano. Nos casos de estruturas simetricamente localizadas, utilizou-se a posição média para o cálculo matemático da distância. Todas as distâncias foram simuladas e calculadas considerando-se rotações ao redor do eixo sagital e ao redor do eixo vertical simultaneamente. Não foram consideradas as rotações ao redor do eixo horizontal pois esses erros não causavam alterações das distâncias relativas registradas no filme radiográfico. Foram estudadas rotações de -5° a $+5^{\circ}$, pois um posicionamento cuidadoso do paciente na prática clínica deveria eliminar problemas mais severos. Também foram estudadas variações de rotações até 10° . A distância foco-objeto foi de 1.400 mm e a distância foco-filme de 1.550 mm (e portanto, a distância filme-objeto de 150 mm). Concluíram que essas pequenas rotações ao redor dos eixos sagital e vertical resultaram em erros de menos de 1%. No entanto, quando as rotações eram maiores do que 5° , os erros aumentavam significativamente. Porém, essas rotações maiores poderiam ser facilmente identificadas e corrigidas.

Em outra parte do estudo os pesquisadores² simularam distâncias foco-objeto de 2.800 mm, 4.200 mm e 5.600 mm, e concluíram que o aumento desse fator podia contribuir positivamente para a diminuição do erro de projeção; porém, essa contribuição era limitada para distâncias extremamente longas (4.200 mm e 5.600 mm).

Houston et al.²⁸ (1986) estudaram 24 pacientes que fizeram duas radiografias na mesma fase clínica, com reposicionamento no cefalostato. Estudaram por análise de variância, os efeitos do reposicionamento do paciente contra os erros de identificação dos pontos cefalométricos e concluíram que os erros de identificação eram, de longe, a maior fonte de erros, e que os erros de posicionamento do paciente eram pequenos quando eram tomados os devidos cuidados, e portanto, os erros de técnica poderiam ser mantidos em níveis bem baixos, trazendo confiabilidade para o método. Os pesquisadores citaram ampliação de imagem de 12% e não citaram qualquer tratamento para esse erro. Os estudos foram conduzidos com o auxílio de sistema computadorizado e mesa digitalizadora.

Spolyar⁵⁰ (1987) estudou a variação no reposicionamento da cabeça no cefalostato vista por meio de radiografias sucessivas e uso de implantes metálicos para sobreposição. O estudo demonstrou erros no posicionamento da cabeça em 85% dos casos, com média de erro de $1,59^\circ$ (variou de 0 a $5,23^\circ$ no estudo), trazendo erro de paralaxe (isto é, separação de imagens projetadas) de 3,52 mm para o Gônio. Ele estabeleceu que se poderia estimar os erros de posicionamento vertical e horizontal, pela separação das imagens das órbitas. Concluiu que técnicas precisas de traçado poderiam compensar pela maioria da variabilidade vista em radiografias seriadas, mas não poderiam compensar por todos os erros lineares.

Vincent & West⁵⁷ (1987) estudaram o erro de identificação de pontos cefalométricos. Utilizaram pontos fiduciais, mesa digitalizadora e sistema

computadorizado. Estudaram a identificação de 22 pontos cefalométricos feita numa amostra de vinte telerradiografias. Tabelaaram seus resultados segundo os desvios padrões nos eixos x e y , para cada ponto cefalométrico, e apresentaram gráficos de dispersão dos pontos. Citaram que o sistema apresentava 12% de ampliação mas não trataram esse erro.

Ahlqvist et al.³ (1988) estudaram a magnitude dos erros das grandezas cefalométricas angulares devidos à projeção. Esse estudo limitou-se a pesquisar os efeitos do posicionamento incorreto dos pacientes sobre essas medidas. Os erros foram estudados baseando-se em modelos matemáticos, e utilizando-se cálculos computacionais. Por essa abordagem, todos os outros erros relacionados à técnica radiográfica, como identificação e registro dos pontos cefalométricos e procedimentos de mensuração, foram eliminados. Grandezas angulares foram simuladas levando-se em consideração duas situações distintas: ângulos formados por pontos localizados no plano sagital mediano do paciente; e ângulos formados por algum ponto localizado em estrutura fora do plano sagital mediano. Em casos de estruturas simetricamente localizadas, utilizou-se a posição média como o ponto de referência. Todas as grandezas angulares foram simuladas e calculadas considerando-se rotações ao redor do eixo sagital e do eixo vertical, simultaneamente. Não foram consideradas as rotações ao redor do eixo horizontal pois esses erros não causavam alterações nas posições relativas das estruturas registradas no filme radiográfico. Foram estudadas rotações de -10° a $+10^{\circ}$. A distância foco-objeto foi de 1.400 mm e a distância foco-filme de 1.550 mm (e portanto, a distância filme-objeto de 150 mm). Os pesquisadores

concluíram que essas rotações ao redor dos eixos sagital e vertical resultaram em erros de $0,2^\circ$. Quando as rotações eram de 10° , os erros aumentavam para $0,6^\circ$. Porém, essas rotações maiores poderiam ser facilmente identificadas e corrigidas.

Sandler⁴⁷ (1988) estudou os efeitos de reposicionamento do paciente no cefalostato, comparando os dados de radiografias feitas no mesmo dia, e replicação de traçados de uma única radiografia. O pesquisador utilizou pontos médios de estruturas bilaterais. Ele também usou sistema computadorizado e mesa digitalizadora. Na digitação, cada ponto deveria ser identificado duas vezes e não deveria haver 0,3 mm de separação entre as digitações, caso contrário tudo era descartado e refeito. O pesquisador concluiu que não houve diferenças marcantes nos dados obtidos de traçados repetidos e de radiografias repetidas, inferindo que o posicionamento do paciente não era uma grande fonte de erro, quando tomado os devidos cuidados.

Eriksen & Solow²³ (1991) descreveram um procedimento de teste de mesas digitalizadoras para identificação e visualização dos erros relacionados à linearidade do instrumento. Citaram que se um sistema não apresenta linearidade, um determinado objeto pode fornecer diferentes leituras dependendo de sua localização sobre a área útil do equipamento. Esse teste de mesas digitalizadoras consistiu no registro sistemático de pontos igualmente separados contidos num gabarito. Os pesquisadores utilizaram as leituras dos pontos da grade contida no gabarito e compararam aos valores esperados, isolando as análises das abscissas (coordenada x) e das ordenadas (coordenada y). Com esses resultados puderam estabelecer uma matriz de correção, que consistia na

diferença entre o valor observado e o valor esperado para cada ponto em cada eixo; também, puderam visualizar os erros de linearidade de três sistemas utilizados para os testes por meio de gráficos gerados pelo programa de computador UNIRAS-geopak, de mapeamento topográfico.

Janson & Martins³⁰ (1992) conduziram um estudo longitudinal e cefalométrico sobre o crescimento facial de 60 jovens brasileiros, utilizando os dados da análise cefalométrica de McNamara, e não citaram qualquer tratamento para a ampliação da imagem radiográfica. Os 31 jovens do sexo masculino foram estudados com radiografias feitas nas idades médias de 13a 6m, 15a 7m e 17a 10m. As 29 jovens do sexo feminino foram estudadas com radiografias feitas nas idades médias de 13a 4m, 15a 5m e 17a 8m. A pesquisa objetivava estudar o crescimento facial durante os períodos escolhidos, verificar a ocorrência de dimorfismo sexual entre os valores cefalométricos nas idades estudadas e entre os incrementos desses valores ocorridos devido ao crescimento, e comparar os valores nominais encontrados nas relações maxilomandibular e dentes-ossos basais, com aqueles de amostras norte-americanas (estudo Bolton e Burlington). Os pesquisadores concluíram que houve aumento estatisticamente significativo da maxila e da mandíbula, em ambos os sexos. Também, observaram a ocorrência de dimorfismo sexual para os comprimentos efetivos da mandíbula e da maxila. Na comparação com as amostras norte-americanas, o padrão esquelético da amostra brasileira não mostrou diferença significativa, e o padrão dentário mostrou-se ligeiramente mais protruído.

Cuoghi et al.²⁰ (1992) avaliaram o efeito do tratamento ortodôntico e de dez anos de acompanhamento por medidas lineares da análise cefalométrica de McNamara (Co-A, Co-Gn, diferença maxilomandibular e AFAI) de 22 pacientes do sexo feminino tratadas com exodontia de quatro premolares, sendo um estudo longitudinal. Essas pacientes tinha idade média no início do tratamento de 12a 9m, sendo que nove apresentavam Classe I e treze apresentavam Classe II, divisão 1, e foram categorizadas em dois grupos segundo esses critérios. No final do tratamento, tinham em média 15a 3m e após o acompanhamento tinham 27a 10m. Os resultados mostraram: para Co-A, valores semelhantes em cada fase, aumentos semelhantes em cada período de estudo; Co-Gn, valores semelhantes em cada fase, aumentos semelhantes em cada período estudado; AFAI, valores semelhantes em cada fase, aumentos semelhantes em cada período estudado; diferença maxilomandibular, valores semelhantes apenas no início do tratamento, aumentos semelhantes apenas no período de tratamento. Esse trabalho mostrou que as medidas de mensuração direta não mostraram diferenças entre os grupos, assim como suas diferenças.

Jamison & Ward²⁹ (1993) conduziram um estudo antropométrico em que estudaram 49 variáveis craniofaciais que tinham valores nominais de 10 mm a 200 mm. Os pesquisadores estudaram a relação entre os valores nominais das variáveis e seus respectivos erros. Concluíram que o erro absoluto não era proporcional ao valor nominal da variável, e que a amplitude de erro das variáveis era similar para as variáveis de valor nominal alto e baixo.

Assim, em termos relativos, as variáveis de valor nominal mais alto traziam erros menores.

Battagel⁶ (1993) comparou os métodos de análise de erros de pesquisas cefalométricas. A pesquisadora conduziu um estudo sobre 12 medidas cefalométricas, e aplicou testes estatísticos para o erro de mensuração. Chegou às seguintes conclusões: os resultados do estudo cefalométrico deveriam ser interpretados de acordo com o erro associado de mensuração; nenhum método de análise de erro era completo; a estimativa de Dahlberg era o método matemático mais razoável para avaliar o erro de mensuração; o coeficiente de confiabilidade de Midtgard e colaboradores era aceitável, se a sensibilidade da composição da amostra era reconhecida; o intervalo de confiança baseado na estatística de Dahlberg era mais amplo do que as mudanças em estudo; *o intervalo de confiança calculado pelo erro padrão dos dados não era apropriado para descrever a precisão da medida*; qualquer análise estatística que pudesse ser influenciada pela homogeneidade dos dados deveria ser interpretada com cuidado. Ela sugeriu a utilização da estimativa de Dahlberg e complementação pelo coeficiente de confiabilidade descrito por Midtgard e colaboradores.

Tng et al.⁵⁴ (1993) conduziram um estudo em que observaram os efeitos da postura da cabeça sobre grandezas angulares do plano sagital mediano (SNA, SNB e SNPg). O estudo foi feito com crânios secos posicionados em craniostato com rotações entre -30° e $+30^{\circ}$, ao longo do eixo horizontal (látero-lateral), com incrementos de 10° . Encontraram diferenças até mesmo para rotações de 10° . Em geral, as diferenças angulares e os desvios padrões

aumentaram com o aumento de rotação do crânio, principalmente para SNB e SNPg. Eles utilizaram sistema computadorizado e mesa digitalizadora. Concluíram que as mudanças em postura da cabeça afetaram os ângulos SNA, SNB e SNPg, e que a postura precisava ser padronizada durante a cefalometria.

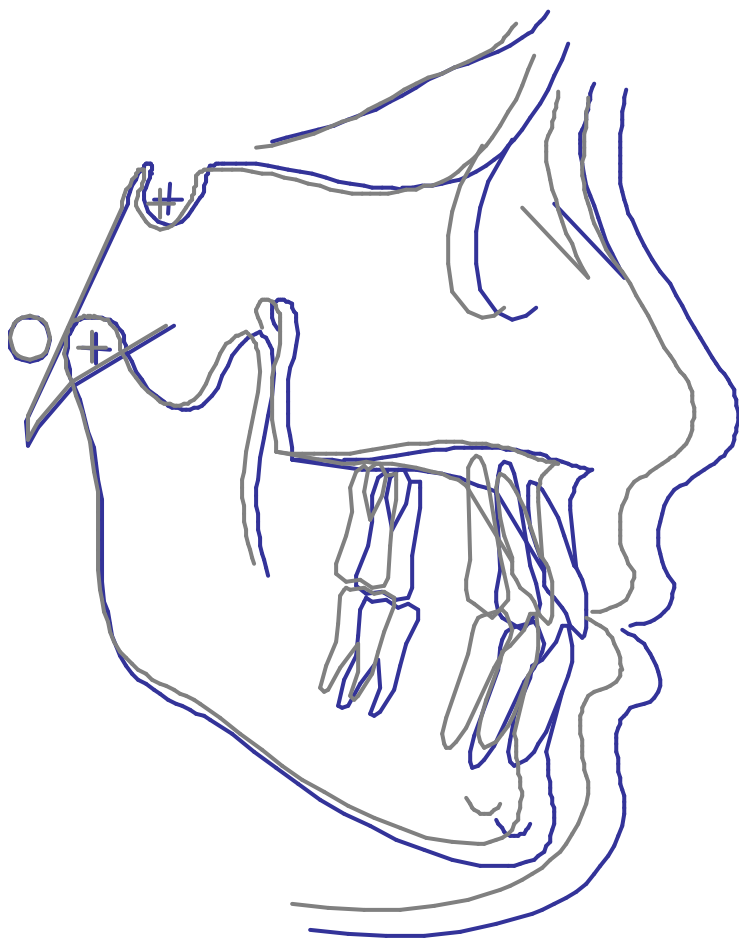
Tourne⁵⁵ (1996) conduziu um estudo de teste de linearidade de uma mesa digitalizadora de uso genérico para avaliar sua utilização para fins de pesquisas em Ortodontia. O erro de linearidade aparece como uma distorção sistemática das coordenadas. Esse estudo propôs um método de estimar os erros de linearidade por meio da separação em componentes sistemáticos e aleatórios. Foram utilizados setenta pontos divididos em sete linhas e dez colunas dispostas uniformemente pela área útil da mesa digitalizadora. O processo de leitura desses pontos foi replicado quatro vezes. O pesquisador analisou os erros segundo as orientações dos eixos de coordenadas. Esse estudo mostrou que o equipamento apresentou graus de precisão variáveis ao longo dos eixos x e y . Nesse equipamento testado, os erros aumentaram com o afastamento em relação ao centro da área útil. No entanto, o equipamento mostrou valores de precisão muito melhores que aqueles descritos em sua especificação, e esses eram muito melhores que os valores de precisão na identificação de pontos cefalométricos.

Pae⁴⁴ (1997) questionou a validade das medidas angulares devido às suas limitações como não descrever completamente alterações morfológicas e não determinar a direção das mudanças. Além disso, não existe referência a que todas as medidas tenham relação numérica, e não tem relação com as observações da prática clínica. Ele reconheceu os problemas de

ampliação e distorção, e citou que a técnica permite padronização rígida, e portanto, não constitui um problema tão grande. Sugeriu o uso de coordenadas para descrever a posição e as mudanças de um ponto. Também, citou que o maior problema é encontrar um ponto cefalométrico na face que seja preciso, reprodutível, e estável ao longo do crescimento e do tratamento.

Em vista dos inúmeros trabalhos e pesquisas que dependem de dados obtidos da cefalometria radiológica, é justificável todo esforço para tornar esse método o mais confiável possível. Além disso, a presença da informatização e automação no cotidiano profissional incentiva o desenvolvimento de sistemas computadorizados específicos para a cefalometria radiológica, como meio de se minimizar os erros relacionados ao método, trazendo maior reprodutibilidade e validade aos seus dados de diagnóstico.

Assim, nosso estudo busca aliar a necessidade das pesquisas teóricas para se poder aprimorar os resultados clínicos, principalmente por meio de diagnósticos mais precisos.



Proposição

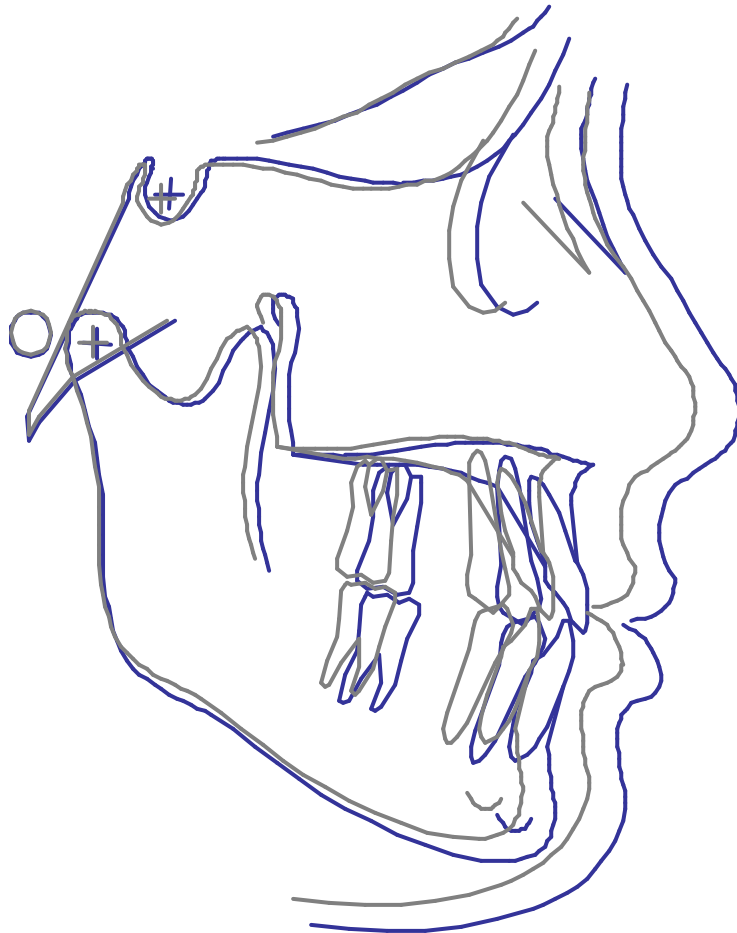
Proposição

Este trabalho tem como objetivo geral comparar os resultados das grandezas cefalométricas angulares e lineares das análises de Steiner e McNamara, observando-se os efeitos dos erros de projeção e tendo especial consideração à situação dos pontos cefalométricos em relação ao plano sagital mediano, e características de bilateralidade.

Este trabalho tem como objetivos específicos responder às seguintes questões:

1. Para as grandezas cefalométricas angulares com todos os pontos determinantes contidos no plano sagital mediano, há diferença nos resultados obtidos com correção do erro de projeção?
2. Para as grandezas cefalométricas lineares com todos os pontos determinantes contidos no plano sagital mediano, há diferença nos resultados obtidos com correção do erro de projeção?
3. Para as grandezas cefalométricas angulares com algum ponto determinante localizado fora do plano sagital mediano, há diferença em se utilizar a estrutura com menor grau de ampliação ou a posição média das estruturas bilaterais?
4. Para as grandezas cefalométricas lineares com algum ponto determinante localizado fora do plano sagital mediano, há diferença em se utilizar a estrutura com menor grau de ampliação ou a imagem média das estruturas bilaterais?

5. Para as grandezas cefalométricas angulares com algum ponto determinante localizado fora do plano sagital mediano, há diferença nos resultados obtidos com correção do erro de projeção?
6. Para as grandezas cefalométricas lineares com algum ponto determinante localizado fora do plano sagital mediano, há diferença nos resultados obtidos com correção do erro de projeção?
7. Existe relação entre os resultados obtidos sem correção do erro de projeção com aqueles em que há correção?
8. Existe diferença entre os resultados obtidos quando se utiliza a estrutura com menor grau de ampliação em comparação àqueles obtidos pela imagem média das estruturas bilaterais?



Material e método

Material

A amostra foi constituída de 20 telerradiografias cefalométricas em norma lateral de pacientes em tratamento ortodôntico, com idades variando de 7 anos e 4 meses a 18 anos e 4 meses, com idade média de 11 anos e 7 meses.

É um estudo retrospectivo cujo critério de inclusão da amostra selecionou radiografias com boa qualidade de imagem de pacientes sem problemas marcantes de assimetrias esqueléticas faciais, verificados no exame clínico e em fotografias em vista frontal. Foram excluídas as radiografias de pacientes que apresentavam problemas dentoalveolares ou esqueléticos que poderiam causar problemas de simetria, tais como agenesias, perdas dentárias precoces, erupções dentárias assimétricas ou ectópicas, mordidas cruzadas posteriores, e subdivisões de Classe II ou Classe III.

As radiografias foram feitas em dois aparelhos radiográficos diferentes – porém de mesma marca e modelo, ROTOGRAPH PLUS (Villa Sistemi Medicali – Milão, Itália) – e por três pessoas: seis radiografias foram feitas pelo autor e cinco foram feitas por um estagiário do departamento de Clínica Infantil, no aparelho radiográfico do curso de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP; as nove radiografias restantes foram feitas num serviço de documentação particular, por um único técnico, e pertencem ao acervo particular do autor.

A condição mais importante para esse trabalho é que todas as radiografias foram feitas em aparelhos radiográficos com as mesmas propriedades

em relação aos erros de projeção. O processamento das radiografias feitas no aparelho do curso de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP – foi executado numa processadora DENT-X 9000 (Dent-X – 250 Clearbrook Road – Elmsford, NY E.U.A. 10523 – (914) 592-6665 fax 592-6148). As radiografias feitas no serviço de documentação particular foram processadas manualmente, pelo método tempo-temperatura, segundo comunicado pelo técnico responsável.

Método

Na execução das tomadas radiográficas foram consideradas as seguintes normas de padronização, conforme preconiza a técnica radiográfica e o uso do aparelho radiográfico:

- o posicionamento da cabeça do paciente no cefalostato, com seu plano de Frankfurt paralelo à horizontal, e seu plano sagital mediano paralelo ao filme radiográfico; o paciente foi instruído a ficar com os dentes ocluídos e em posição de máxima intercuspidação habitual, e os lábios em posição de repouso, e, quando possível, com um leve contato.
- uso do conjunto chassi-ecran-filme conforme recomendado pelo fabricante; utilizou-se o filme radiográfico KODAK T-MAT G/RA (Kodak Brasileira Com. e Ind. Ltda – Rodovia Presidente Dutra, km 158 – São José dos Campos – SP).

- utilização de tempo de exposição variável, de acordo com o tipo físico e esquelético do paciente.
- utilização de valores fixos de miliamperagem e quilovoltagem, sendo respectivamente 10 mA e 80 kV.
- distância foco-objeto fixa e constante com o valor de 1500 milímetros, característico do aparelho radiográfico (segundo comunicação do consultor técnico de Pesquisa e Desenvolvimento da Villa Sistemi Medicali, dr. Francesco Attuati).
- distância filme-objeto fixa e constante com o valor de 150 milímetros, característico do aparelho (conforme comunicação do consultor técnico da Villa Sistemi Medicali).
- os pontos cefalométricos foram registrados por identificação direta na imagem radiográfica, sem a utilização de traçado intermediário das estruturas anatômicas; esse registro de pontos foi feito em mídia transparente para retroprojektor, especial para uso em impressoras do tipo “jato de tinta” (3M especificação CG3420), com caneta técnica LEROY (Keuffel & Esser Co. – Morristown, N.J. E.U.A.) de ponta de 0,20 mm de espessura, e tinta nanquim preta tipo “filme” da marca ROTRING (Rotring Produtos para Desenho Ltda. – Av. do Tesouro, 37 – Itap. da Serra – SP – (11) 495-2515). Na ocorrência de erro durante o registro ou de identificação de um ponto cefalométrico, a mídia era descartada e reiniciava-se o processo.

Método analítico

Para a execução dessa pesquisa são necessários:

1. apresentar e descrever o método de análise e correção dos erros de projeção da imagem radiográfica, na vista lateral;
2. aplicar esse método nas coordenadas dos pontos cefalométricos utilizados nas análises cefalométricas de Steiner e McNamara;
3. executar as análises cefalométricas de Steiner e McNamara, utilizando-se os dois conjuntos de coordenadas: as coordenadas dos pontos obtidos diretamente por digitação e aquelas corrigidas dos erros de projeção;
4. comparar o efeito nos dados das análises cefalométricas de Steiner e McNamara quando se utiliza o método de correção dos erros de projeção;
5. comparar os valores de grandezas cefalométricas com pontos determinantes localizados bilateralmente e simetricamente em relação ao plano sagital mediano, podendo ser representados pelo ponto médio ou pelo ponto no plano de menor grau de ampliação (no lado mais próximo ao filme).

Pontos cefalométricos

Os pontos cefalométricos utilizados nas análises cefalométricas de Steiner e McNamara são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Pontos cefalométricos utilizados nas análises cefalométricas de Steiner e McNamara, abreviações e respectivas definições

Ponto cefalométrico	Abrev.	Definição ^{*1}
1. PÓLO ^{*2}	PÓLO	é o Pório metálico, ponto localizado mais superiormente na imagem do contorno das olivas auriculares metálicas ^{*3}
2. Sela	S	centro da concavidade óssea da sela túrcica
3. Násio	N	interseção da sutura internasal com a sutura frontonasal
4. Pório	Po	ponto mais superior do meato auditivo externo
5. Orbitário	Or	ponto mais inferior da margem infraorbitária
6. Básio	Ba	ponto mais pósterio-inferior da porção anterior do forame magno
7. Fissura Pterigomaxilar	Pt	ponto mais pósterio-superior da fissura pterigomaxilar
8. Espinha Nasal Anterior	ENA	ponto mais anterior do palato duro; interseção da parte ântero-superior da maxila com o assoalho da fossa nasal
9. Ponto A	A	ponto mais profundo da concavidade anterior da maxila
10. Incisal do ICS	Isi	ponto mais inferior da coroa do incisivo superior
11. Ápice do ICS	Isa	ponto mais inferior da raiz do incisivo central inferior. Durante a rizogênese, marca-se o ponto médio mais inferior da raiz em formação
12. Vestibular do ICS	Isv	ponto mais anterior da coroa do incisivo superior ^{*3}
13. Cúspide do 1o. MS	Msc	ponto mais inferior da cúspide mesial do primeiro molar superior
14. Cúspide do 1o. MI	Mic	ponto mais superior da cúspide mesial do primeiro molar inferior
15. Incisal do ICI	Iii	ponto mais superior da coroa do incisivo inferior
16. Ápice do ICI	Iia	ponto mais inferior da raiz do incisivo inferior. Durante a rizogênese, marca-se o ponto médio mais inferior da raiz em formação
17. Vestibular do ICI	Iiv	ponto mais anterior da coroa do incisivo inferior ^{*3}
18. Ponto B	B	ponto mais profundo da concavidade anterior da mandíbula
19. Pogônio	Pg	ponto mais proeminente do mento ósseo
20. Gnátio	Gn	ponto mais ântero-inferior do contorno do mento ósseo
21. Mentoniano	Me	ponto mais inferior do contorno da sínfise mentoniana
22. Gônio	Go	ponto mais pósterio-inferior do contorno do ângulo goníaco
23. Condílio	Co	ponto mais pósterio-superior do contorno dos côndilos mandibulares

^{*1} essas descrições foram padronizadas de acordo com Martins et al.,⁴¹ segundo a grafia contida nessa publicação.

^{*2} o ponto PÓLO se refere à intersecção do feixe central de raios X com o plano do filme radiográfico; em teoria, todas as estruturas pelas quais passa o feixe central de raios X têm suas imagens radiográficas formadas nesse único ponto.

^{*3} essas definições não estão contidas na referência acima citada.

Desses pontos descritos, a maior parte se localiza em estruturas do plano sagital mediano do paciente. Alguns pontos são pares, aparecendo nos dois lados do paciente, em estruturas anatômicas bilaterais, que se apresentam relativamente simétricas entre si e em relação ao plano sagital mediano do paciente, quando a radiografia é aprovada nos critérios de amostragem.

Os pontos cefalométricos que se encontram em estruturas anatômicas bilaterais são: pório, orbitário, fissura pterigomaxilar, mentoniano, gônio, condílio, e aqueles localizados nos dentes. Pela proximidade dos pontos

pório, fissura pterigomaxilar e condílio em relação ao PÓLO, na projeção lateral, esses pontos foram considerados como se pertencessem ao plano sagital mediano, pois suas respectivas imagens radiográficas mostraram-se indistinguíveis durante a elaboração do trabalho. Os pontos dentários também foram considerados como pontos no plano sagital mediano devido à dificuldade de se identificar cada lado. Assim, os pontos cefalométricos em estruturas anatômicas bilaterais que foram identificados separadamente foram: orbitário, mentoniano e gônio.

Esses pontos cefalométricos foram identificados e registrados em mídia transparente, sendo que ao lado de cada ponto anotou-se o número da ordem de digitação. Essa ordem foi definida pelo programa CRCProj (Apêndice B), e obedece à seqüência descrita anteriormente (Tabela 3), adicionando-se os três pontos bilaterais. O programa CRCProj foi responsável pelas mensurações utilizadas nesse trabalho.

Grandezas cefalométricas

Foram avaliadas grandezas cefalométricas das análises de Steiner e McNamara. Essas variáveis foram categorizadas em quatro grupos: grupo I – medidas angulares com todos os pontos determinantes contidos no plano sagital mediano do paciente; grupo II – medidas lineares com os pontos determinantes contidos no plano sagital mediano; grupo III – medidas angulares com algum ponto determinante não-pertencente ao plano sagital mediano; e grupo

IV – medidas lineares com algum ponto determinante não-pertencente ao plano sagital mediano.

As grandezas cefalométricas avaliadas na análise cefalométrica de Steiner são apresentadas na Tabela 4.

Tabela 4 – Variáveis da análise cefalométrica de Steiner, categorização em grupos e definições

Variável	Grupo	Definição
SNA	I	ângulo formado pelos pontos S, N e A, com vértice em N
SNB	I	ângulo formado pelos pontos S, N e B, com vértice em N
ANB	I	diferença entre as grandezas SNA e SNB
SN.PO	I	ângulo formado pela linha SN e pelo plano oclusal ^{*1}
SN.GoGn	III	ângulo formado pela linha SN e pelo plano mandibular ^{*2}
Is.NA	I	ângulo formado pela linha NA e pelo longo eixo do incisivo superior
Is-NA	II	distância entre a linha NA e o ponto mais anterior da coroa do incisivo superior
Ii.NB	I	ângulo formado pela linha NB e pelo longo eixo do incisivo inferior
Ii-NB	II	distância entre a linha NB e o ponto mais anterior da coroa do incisivo inferior
Pg-NB	II	distância entre a linha NB e o ponto Pg
[(Pg-NB)-(Ii-NB)]	II	diferença entre as grandezas Pg-NB e Ii-NB
Is.Ii	I	ângulo formado pelos longos eixos dos incisivos superior e inferior

^{*1} o plano oclusal é definido como aquele que passa pelos pontos médios das cúspides mesiais dos primeiros molares superior e inferior, e das bordas incisais dos incisivos superior e inferior;

^{*2} o plano mandibular é definido pelos pontos Go e Gn.

As grandezas cefalométricas pertencentes à análise cefalométrica de McNamara são apresentadas na Tabela 5.

Tabela 5 – Variáveis da análise cefalométrica de McNamara, categorização em grupos e definições

Variável	Grupo	Definição
A-Nperp	IV	distância do ponto A à linha Nperp ^{*1}
Pg-Nperp	IV	distância do ponto Pg à linha Nperp ^{*1}
Co-A	II	distância entre os pontos Co e A
Co-Gn	II	distância entre os pontos Co e Gn
[(Co-Gn)-(Co-A)]	II	diferença entre Co-Gn e Co-A
ENA-Me	IV	distância entre os pontos ENA e Me
PoOr.GoMe	III	ângulo entre o plano de Frankfurt e o plano mandibular ^{*2}
BaN.PtGn	I	ângulo entre a linha BaN e a linha PtGn
Is-Avert	IV	distância do ponto mais anterior da coroa do incisivo superior à linha Avert ^{*3}
Ii-APg	II	distância do ponto mais anterior na coroa do incisivo inferior à linha APg

^{*1} a linha Nperp é definida pela reta perpendicular ao plano de Frankfurt (PoOr) e que passa pelo ponto N;

^{*2} o plano mandibular é definido pelos pontos Go e Me;

^{*3} a linha Avert é definida pela reta perpendicular ao plano de Frankfurt e que passa pelo ponto A.

Processamento dos dados pelo programa CRCProj

O programa CRCProj (Apêndice B) foi desenvolvido pelo autor como um programa de análise cefalométrica computadorizada para possibilitar o trabalho diretamente sobre as coordenadas dos pontos cefalométricos, requisito estritamente necessário para a aplicação da metodologia da pesquisa.

Cada conjunto de pontos de uma radiografia foi inserido no computador por meio de uma mesa digitalizadora KURTA XLP1212 (Kurta Corp. – Phoenix, AZ E.U.A.).

Na utilização do programa, cria-se um arquivo para cada paciente (opção Arquivo+Novo arquivo de paciente) e digita-se seus dados de identificação. O nome do arquivo criado é derivado do nome do paciente.

Para a digitação dos pontos segue-se a opção Arquivo+Digitação do traçado: seleciona-se a fase do tratamento como “Pesquisa”, protocolo de digitação dos pontos no esqueleto como “Pesquisa (Paulo Sakima)”, protocolo de digitação dos pontos no perfil como “Nenhum”, digita-se a data da tomada radiográfica, e seleciona-se o botão Digitação.

O programa está pronto para aceitar as leituras das coordenadas dos pontos cefalométricos. Durante a digitação, o usuário tem a opção de digitar o ponto pedido, reiniciar o processo de digitação, voltar um passo na sequência de digitação ou cancelar tudo. Quando se faz a leitura de um ponto cefalométrico, o computador recebe dez relatórios referentes àquela posição do cursor. Havendo,

no mínimo, oito relatórios idênticos, a coordenada é aceita, e o computador emite um sinal sonoro de aprovação.

Assim que se termina a entrada da sequência completa dos pontos cefalométricos, seleciona-se o botão Perfil, e então o botão Aceite. O programa volta à tela de entrada de dados da radiografia. Ao se selecionar o botão Aceite, o arquivo é automaticamente armazenado com todas essas informações.

Repetiu-se o procedimento acima para todos os indivíduos da amostra.

Quando o arquivo de um paciente é lido, os dados são processados, e o programa CRCProj faz alguns ajustes:

- as coordenadas dos pontos cefalométricos são armazenados no formato do relatório emitido pela mesa digitalizadora, utilizando-se a unidade de medida específica da mesa; como essas unidades não representam unidades físicas conhecidas, todas as coordenadas são ajustadas para a unidade **milímetro**, de acordo com os valores de calibração (Apêndice B – Primeiro uso) da mesa digitalizadora.
- a mídia transparente com o registro dos pontos pode ser posicionada em qualquer parte da área útil da mesa digitalizadora; o programa CRCProj ajusta as coordenadas para que tenham o PÓLO como origem e a mesma inclinação. Inicialmente, o conjunto de coordenadas é ajustado para deixar o plano de Frankfurt na horizontal (como na técnica radiográfica) para poder aplicar o método de correção da ampliação da imagem. Quando se

deseja aplicar uma análise cefalométrica, esses pontos são ajustados para deixar o eixo SN a 7° do plano horizontal.

Os dados das mensurações, então, podem ser obtidos de duas maneiras: para observação na tela do computador, seleciona-se Análises+Steiner ou Análises+McNamara; para a emissão de relatório em arquivo, seleciona-se Relatórios+Incluir paciente em pesquisa (Paulo); em cada seleção desse comando, os dados das análises de Steiner e McNamara são incluídos em arquivos no formato .DAT. Esses relatórios armazenados em arquivo servem para uso em planilhas de cálculo.

O conjunto de coordenadas de cada paciente fornece dados para três Tabelas distintas, segundo o tratamento aplicado:

- Tratamento 1 – essa Tabela contém os dados obtidos da seguinte forma:
 - o os pontos localizados no plano sagital mediano são utilizados diretamente.
 - o os pontos localizados em estruturas bilaterais simétricas têm seu representante definido por aquele contido no plano sagital de menor grau de ampliação; o programa CRCProj calcula as distâncias entre o PÓLO e cada um dos pontos bilaterais e seleciona aquele de menor valor numérico.
 - o a essas coordenadas são aplicadas as fórmulas para o cálculo das grandezas cefalométricas.

- Tratamento 2 – essa Tabela contém os dados obtidos da seguinte forma:
 - o os pontos localizados no plano sagital mediano são utilizados diretamente.
 - o os pontos localizados em estruturas bilaterais simétricas têm seu representante definido pelo ponto médio entre os pontos bilaterais; o programa CRCProj calcula esse ponto médio a partir dos pontos bilaterais digitados.
 - o a essas coordenadas são aplicadas as fórmulas para o cálculo das grandezas cefalométricas.
- Tratamento 3 – essa Tabela contém os dados obtidos da seguinte forma:
 - o todos os pontos são corrigidos pelo coeficiente de correção da ampliação.
 - o os pontos localizados no plano sagital mediano são utilizados diretamente.
 - o os pontos localizados em estruturas bilaterais simétricas têm seu representante definido pelo ponto médio entre os pontos bilaterais; o programa CRCProj calcula esse ponto médio a partir dos pontos bilaterais digitados.
 - o a essas coordenadas são aplicadas as fórmulas para o cálculo das grandezas cefalométricas.

A ampliação da imagem radiográfica

Como resultado da projeção do objeto pela radiação, a imagem radiográfica apresenta-se ampliada em relação ao objeto original. Essa ampliação é linear, isto é, o grau de ampliação é uniforme para todos os pontos contidos num plano sagital.²⁵ Assim, se uma estrutura localizada no plano sagital mediano tem uma determinada distância em relação ao ponto por onde passa o feixe central dos raios X nesse plano, sua imagem tem uma distância aumentada em relação ao PÓLO exatamente na mesma proporção do grau de ampliação da imagem radiográfica desse plano sagital.

O fator de ampliação, representado por F, é definido como a proporção entre a dimensão observada na imagem projetada e a dimensão encontrada no objeto. Como a dimensão na imagem é sempre maior que no objeto, o valor de F é sempre maior do que 1. O excedente do valor de F em relação a 1 significa a magnitude em que a imagem está ampliada. Esse valor é expresso em valor percentual e é denominado grau de ampliação, representado por G. A Figura 1 ilustra suas representações matemáticas.

$$F = \frac{\text{dimensão na imagem projetada}}{\text{dimensão real no objeto}}$$

$$G = (F - 1) \times 100\%$$

FIGURA 1 – Representação matemática do fator de ampliação, dado por F, e do grau de ampliação, dado por G

Vários trabalhos^{1,14,15,17,18,21,22,24,25,31,34,52,53,59} mostram a relação entre distâncias observadas no objeto e em sua respectiva imagem, e distâncias

características do aparelho radiográfico. Assim, é possível se saber o fator de ampliação da imagem a partir de características físicas do aparelho, como mostra a Figura 2.

$$\frac{\text{tamanho observado na imagem}}{\text{tamanho real no objeto}} = \frac{\text{distância foco-filme}}{\text{distância foco-objeto}}$$

FIGURA 2 – Relação matemática entre distâncias observadas no método cefalométrico

Estabelecidas essas relações podemos definir o coeficiente de correção da ampliação da imagem radiográfica como um fator ao qual se multiplica a distância observada entre a projeção radiográfica de um ponto do plano sagital mediano e o PÓLO, para se calcular a distância corrigida da ampliação da imagem, ou seja, a distância real encontrada no objeto. O fator de ampliação da imagem e o coeficiente de correção apresentam a seguinte relação, vista na Figura 3.

$$F = \frac{\text{distância foco-filme}}{\text{distância foco-objeto}} \quad C = 1 / F$$

FIGURA 3 – Relações matemáticas entre o fator de ampliação da imagem, o coeficiente de correção, e distâncias características do aparelho radiográfico

Com o conhecimento do fator de ampliação da imagem ou do coeficiente de correção da ampliação, aplicar o método de correção da ampliação sobre a imagem torna-se possível. Essa correção consiste em se determinar a posição correta de cada ponto da imagem projetada, descontando-se a ampliação. Como todos os pontos são descritos por coordenadas retangulares, o método envolve alterações numéricas desses valores.

Sistema de coordenadas retangulares

O sistema de coordenadas retangulares (ou cartesianas) é aquele representado por dois eixos perpendiculares entre si e que a descrição dos pontos é feita de acordo com a distância horizontal e a distância vertical em relação a um ponto denominado origem, exatamente onde os eixos se encontram. O eixo horizontal é denominado eixo x e seu lado direito representa valores positivos. O vertical é denominado y , e o sentido para cima representa os valores positivos. Um ponto é descrito segundo um par de números, sendo o primeiro denominado abscissa e representa o deslocamento ao longo do eixo x desse ponto em questão. O segundo é denominado ordenada e descreve o deslocamento ao longo do eixo y do ponto.

Esse sistema de representação é o mais comum, e apresenta facilidade de uso, pois permite a aplicação de métodos matemáticos e geométricos para a solução de problemas, além de ser aquele usado em sistemas de computação.

Sistema de coordenadas polares

O sistema de coordenadas polares é uma representação alternativa, em que um ponto é descrito segundo sua distância em relação ao pólo (equivalente à origem do sistema de coordenadas retangulares), e o ângulo formado por uma reta unindo o pólo e o ponto em questão, em relação à

horizontal. A Figura 4 mostra a representação de um ponto nos dois sistemas de coordenadas.

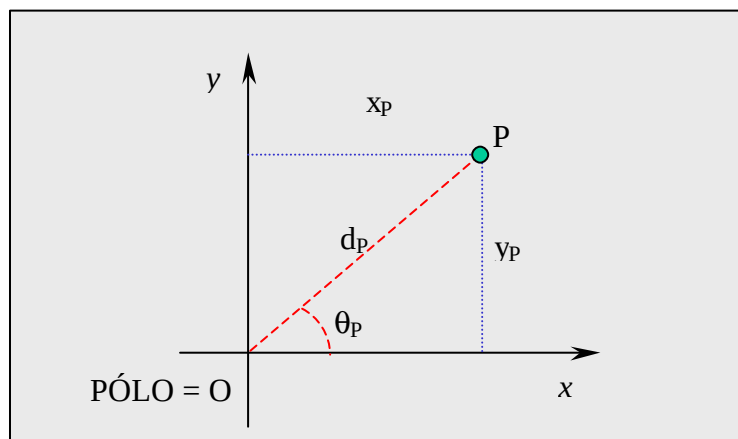


FIGURA 4 – Representação esquemática de um ponto nos sistemas de coordenadas retangulares e polares

Existe uma relação matemática entre os dois sistemas de representação que é ilustrada a seguir (Figura 5).

sistema de coordenadas retangulares (x_P, y_P) para sistema de coordenadas polares (d_P, θ_P) :

$$d_P = (x_P^2 + y_P^2)^{1/2}$$

$$\theta_P = \text{arcotg} (y_P/x_P)$$

sistema de coordenadas polares (d_P, θ_P) para sistema de coordenadas retangulares (x_P, y_P) :

$$x_P = d_P \cos \theta_P$$

$$y_P = d_P \text{ sen } \theta_P$$

FIGURA 5 – Relações matemáticas entre os sistemas de coordenadas retangulares e polares

Ajuste das coordenadas para a correção da projeção

O processo de correção das coordenadas dos pontos cefalométricos é feito pela seguinte sistemática:

- um ponto cefalométrico identificado na imagem e contido num plano sagital conhecido tem sua coordenada registrada no sistema retangular;
- converte-se a coordenada para o sistema polar, pois essa representa o modelo matemático da distribuição dos pontos da imagem ampliada da radiografia sobre o plano de projeção;
- aplica-se a correção sobre a componente distância dessa coordenada, dividindo-se esse valor pelo fator de ampliação da imagem ou multiplicando-se pelo coeficiente de correção da ampliação da imagem, dados pelo aparelho radiográfico; isso equivale a corrigir a imagem do ponto para a posição se não houvesse o erro de projeção;
- converte-se essa coordenada polar resultante de volta para o sistema retangular;
- repete-se o procedimento para as coordenadas de todos os pontos cefalométricos contidos no mesmo plano sagital;
- aplica-se a análise cefalométrica sobre esse conjunto de coordenadas corrigidas;
- os dados obtidos se referem àqueles com correção da ampliação da imagem radiográfica.

O método é ilustrado na Figura 6 para os pontos cefalométricos Sela, Násio, Orbitário e Gnátio.

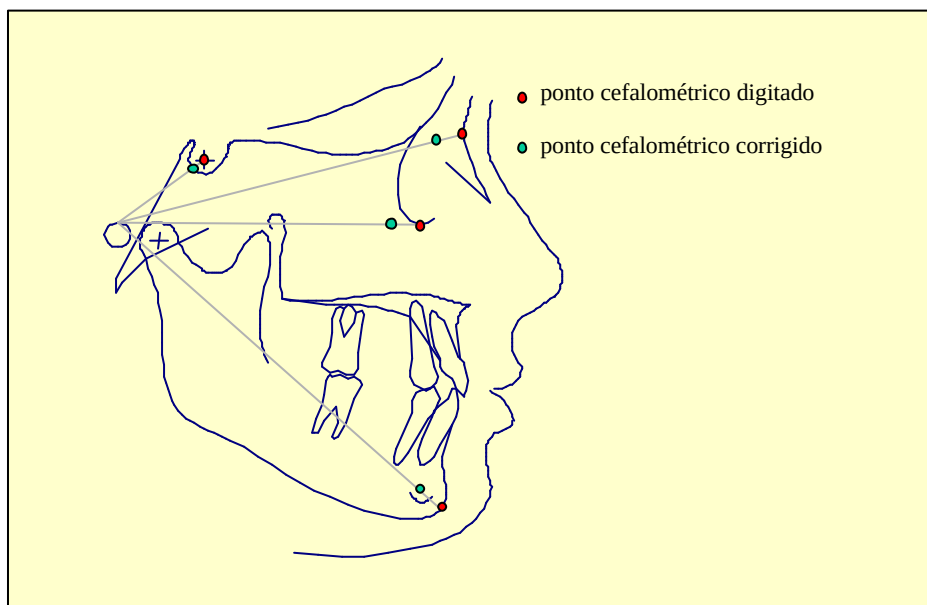


FIGURA 6 – Correção da posição dos pontos projetados, segundo o grau de ampliação

Broadbent Sr. et al.¹⁵ (1975) descreveram método semelhante quando da utilização de um instrumento desenvolvido por eles denominado “Bolton Orientator”. A Figura 7 ilustra o uso desse instrumento.

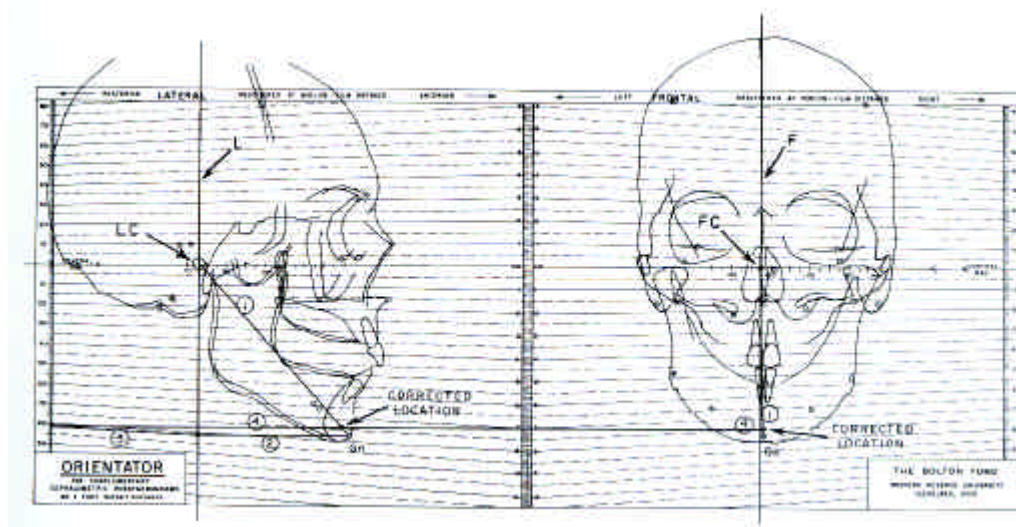


FIGURA 7 – Correção da ampliação da imagem de um ponto cefalométrico utilizando o “Bolton Orientator”

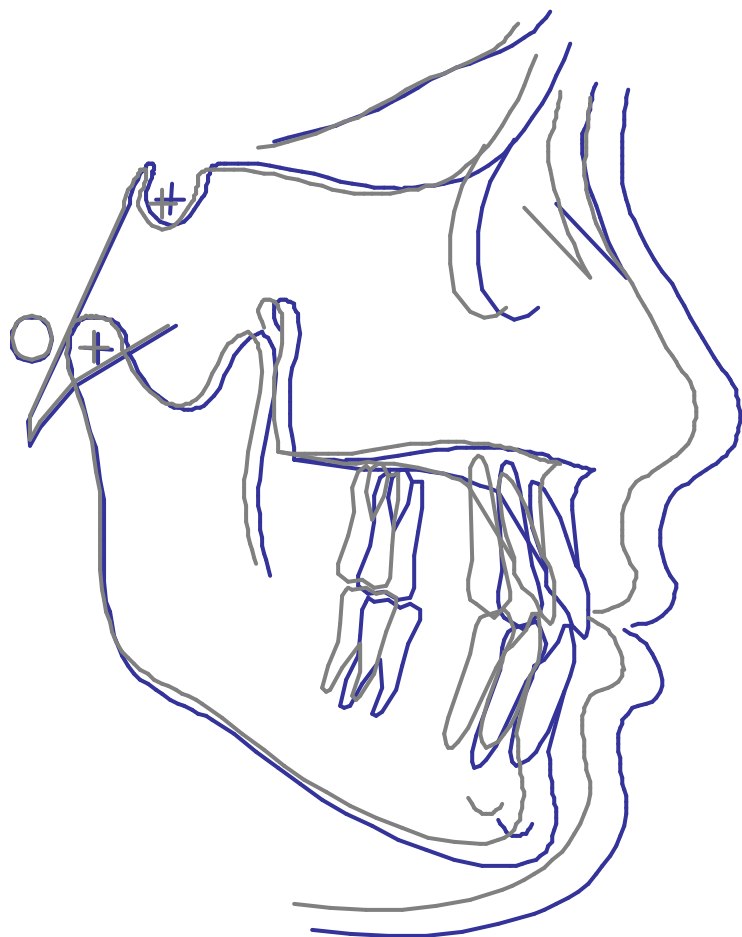
Planejamento estatístico

Nessa pesquisa, foram estudados os efeitos de três tratamentos distintos aplicados a um conjunto de coordenadas de um indivíduo (a radiografia), para uma amostra de 20 indivíduos. Os dados foram obtidos por meio do programa CRCProj. As variáveis de estudo (as grandezas angulares e lineares pertencentes às análises cefalométricas de Steiner e McNamara) foram categorizadas em quatro grupos (I, II, III, e IV) segundo as posições dos pontos cefalométricos determinantes em relação ao plano sagital mediano. O programa CRCProj emitiu relatórios com os dados das variáveis divididos por grupo, por tratamento, e por análise.

Essa amostra foi submetida a uma análise estatística exploratória para testar se seus dados estavam normalmente distribuídos.

A análise estatística descritiva consistiu de tabelas contendo os valores de médias, desvios padrão, limites inferior e superior para o intervalo de confiança de 95%, valores mínimo e máximo, segundo as variáveis de cada análise, e os tratamentos aplicados.

Na análise estatística inferencial, aplicou-se o teste t de “Student” para amostras correlatas, para as comparações entre tratamentos que mostraram valores das médias e dos desvios padrão diferentes. Definiu-se como H_0 a hipótese que considerou não haver diferença estatisticamente significativa na comparação entre dois tratamentos, e H_1 aquela que considerou haver diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos. Para essa amostra, determinou-se 19 graus de liberdade. Na Tabela de valores críticos¹⁰ para a distribuição t de “Student”, o valor de $t_{\text{crítico}}$ é **2,861**, para o nível de significância de 1%. Para o nível de significância de 5%, o $t_{\text{crítico}}$ é **2,093**. Na comparação entre os tratamentos pelo teste t para duas amostras correlatas, os valores de t calculados indicaram a aceitação ou rejeição de H_0 , dependente de seus valores absolutos terem sido menores ou maiores que aquele encontrado na Tabela de valores críticos da distribuição t de “Student” ($t_{\text{crítico}} = 2,861$ para $p < 0,01$; $t_{\text{crítico}} = 2,093$ para $p < 0,05$).



Resultado

Resultado

Os dados das variáveis das análises cefalométricas de Steiner e McNamara obtidos nos indivíduos da amostra, segundo o tratamento aplicado ao conjunto de coordenadas, são apresentados nas Tabelas 18 a 23 do Apêndice A, conforme o relatório de saída do programa CRCProj.

O tratamento 1 difere do tratamento 2 pela forma de lidar com pontos bilaterais. Esses tratamentos têm o mesmo efeito sobre as variáveis dos grupos I e II, já que são determinadas por pontos localizados no plano sagital mediano do paciente. O tratamento 3 complementa o tratamento 2 pelo acréscimo da correção da ampliação da imagem radiográfica. As comparações que podem ser consideradas são aquelas entre os tratamentos 1 e 2, e entre os tratamentos 2 e 3.

A análise estatística exploratória, feita pela análise dos valores de curtose e simetria, mostrou que os dados eram adequados para análise estatística paramétrica.

A análise estatística descritiva dos dados das variáveis da análise cefalométrica de Steiner é apresentada na Tabela 6.

As variáveis do grupo I – medidas angulares cujos pontos determinantes pertencem apenas a estruturas localizadas no plano sagital mediano – e pertencentes à análise cefalométrica de Steiner, isto é, SNA, SNB, ANB, SN.PO, Is.NA, Ii.NB, e Is.Ii, mostraram valores das médias e desvios padrão idênticos para os três tratamentos.

A igualdade nos valores das médias e desvios padrão na comparação do tratamento 3 em relação ao tratamento 2 mostrou que não houve alteração das grandezas angulares quando se corrigiu a ampliação da imagem radiográfica.

Tabela 6 – Análise estatística descritiva: média, desvio padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo, segundo as variáveis da análise cefalométrica de Steiner e os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	Intervalo de confiança		Mínimo	Máximo
				L.I.	L.S.		
SNA	1	83,02	4,40	80,96	85,08	74,35	91,42
	2	83,02	4,40	80,96	85,08	74,35	91,42
	3	83,02	4,40	80,96	85,08	74,35	91,42
SNB	1	79,85	5,07	77,48	82,23	69,45	92,46
	2	79,85	5,07	77,48	82,23	69,45	92,46
	3	79,85	5,07	77,48	82,23	69,45	92,46
ANB	1	3,16	2,31	2,08	4,24	-1,04	6,97
	2	3,16	2,31	2,08	4,24	-1,04	6,97
	3	3,16	2,31	2,08	4,24	-1,04	6,97
SN.PO	1	16,09	5,68	13,43	18,75	2,76	28,76
	2	16,09	5,68	13,43	18,75	2,76	28,76
	3	16,09	5,68	13,43	18,75	2,76	28,76
SN.GoGn	1	30,59	6,05	27,76	33,42	17,35	42,46
	2	29,58	6,27	26,65	32,52	15,28	42,22
	3	29,58	6,27	26,65	32,52	15,28	42,22
Is.NA	1	22,59	7,25	19,20	25,98	10,38	35,32
	2	22,59	7,25	19,20	25,98	10,38	35,32
	3	22,59	7,25	19,20	25,98	10,38	35,32
Is-NA	1	5,20	2,16	4,19	6,21	1,44	8,98
	2	5,20	2,16	4,19	6,21	1,44	8,98
	3	4,73	1,96	3,81	5,65	1,31	8,17
Ii.NB	1	27,91	6,15	25,03	30,79	19,19	40,67
	2	27,91	6,15	25,03	30,79	19,19	40,67
	3	27,91	6,15	25,03	30,79	19,19	40,67
Ii-NB	1	5,56	1,49	4,87	6,26	3,41	8,24
	2	5,56	1,49	4,87	6,26	3,41	8,24
	3	5,06	1,36	4,42	5,69	3,10	7,49
Pg-NB	1	0,83	1,71	0,03	1,64	-2,32	4,31
	2	0,83	1,71	0,03	1,64	-2,32	4,31
	3	0,76	1,56	0,03	1,49	-2,11	3,92
[(Pg-NB) - (Ii-NB)]	1	-4,73	2,83	-6,05	-3,41	-9,80	-0,93
	2	-4,73	2,83	-6,05	-3,41	-9,80	-0,93
	3	-4,30	2,57	-5,50	-3,10	-8,91	-0,84
Is.Ii	1	126,34	8,94	122,15	130,52	111,51	140,43
	2	126,34	8,94	122,15	130,52	111,51	140,43
	3	126,34	8,94	122,15	130,52	111,51	140,43

Na análise das grandezas pertencentes ao grupo II – medidas lineares com todos os pontos determinantes pertencentes ao plano sagital mediano – da análise cefalométrica de Steiner, isto é, as medidas Is-NA, Ii-NB, Pg-NB, e [(Pg-NB) – (Ii-NB)], os valores das médias e desvios padrão apresentados pelos tratamentos 2 e 3 foram diferentes. A Tabela 7 apresenta o resultado da aplicação da análise estatística inferencial (teste t de “Student” para amostras correlatas).

Tabela 7 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo II e à análise cefalométrica de Steiner, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
Is-NA	2	5,20	2,16		4,19	6,21			
	3	4,73	1,96		3,81	5,65			
	dif.	0,47	0,20	0,04	0,38	0,56	10,77	19	0,000 **
Ii-NB	2	5,56	1,49		4,87	6,26			
	3	5,06	1,36		4,42	5,69			
	dif.	0,51	0,14	0,03	0,44	0,57	16,68	19	0,000 **
Pg-NB	2	0,83	1,71		0,03	1,64			
	3	0,76	1,56		0,03	1,49			
	dif.	0,08	0,16	0,03	0,00	0,15	2,18	19	0,042 *
[(Pg-NB) - (Ii-NB)]	2	-4,73	2,83		-6,05	-3,41			
	3	-4,30	2,57		-5,50	-3,10			
	dif.	-0,43	0,26	0,06	-0,55	-0,31	-7,48	19	0,000 **

* significante para $p < 0,05$

** significante para $p < 0,01$

Os valores absolutos de t encontrados para as variáveis Is-NA, Ii-NB e [(Pg-NB) – (Ii-NB)] foram maiores do que o valor crítico para o nível de significância de 1%. O valor absoluto de t calculado para a variável Pg-Nperp foi maior que o valor crítico para o nível de significância de 5%. Assim, rejeitou-se H_0 , e aceitou-se H_1 para cada uma dessas variáveis. Essa análise mostrou haver diferença estatisticamente significativa para as quatro grandezas.

Pôde-se observar, também, que a diferença das médias foi sempre igual a um décimo do valor obtido pelo tratamento 3 (os valores de todas as tabelas mostradas apresentam erro de arredondamento), fato que se repetiu para a análise dos desvios padrão. Isso significa que as medidas obtidas pelo tratamento 2 foram sempre 10% maiores que aquelas obtidas pelo tratamento 3. Essa proporção é numericamente igual ao valor do grau de ampliação da imagem radiográfica.

A grandeza cefalométrica do grupo III pertencente à análise cefalométrica de Steiner é a SN.GoGn, que apresenta um ponto cefalométrico não-pertencente ao plano sagital mediano, o ponto Go (gônio). Os valores das médias e desvios padrão apresentados na Tabela 6 mostraram-se diferentes para os tratamentos 1 e 2, e mostraram-se iguais na comparação dos tratamentos 2 e 3. A Tabela 8 apresenta a análise estatística inferencial (teste t de “Student” para amostras correlatas) para os dados dos tratamentos 1 e 2.

Tabela 8 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo a variável pertencente ao grupo III e à análise cefalométrica de Steiner, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
SN.GoGn	1	30,59	6,05		27,76	33,42			
	2	29,58	6,27		26,65	32,52			
	dif.	1,00	0,77	0,17	0,64	1,36	5,84	19	0,000 *

* significante para $p < 0,01$

O valor absoluto de t foi maior que o valor crítico, para o nível de significância de 1%, rejeitando-se a hipótese H_0 . Esse resultado mostrou diferença estatisticamente significativa entre o dado obtido pelo tratamento 1 e pelo tratamento 2, isto é, houve diferença estatística em se considerar o

representante de pontos bilaterais simétricos como aquele localizado no plano de menor grau de ampliação ou o ponto médio das estruturas não-pertencentes ao plano sagital mediano.

A igualdade mostrada na comparação dos valores das médias e desvios padrão obtidos pelos tratamentos 2 e 3 representaram a confirmação do que foi observado no grupo I: as medidas angulares não foram alteradas pela correção do grau de ampliação da imagem radiográfica.

A análise cefalométrica de Steiner não apresenta grandezas que pertençam ao grupo IV dessa pesquisa.

O resultado da análise estatística descritiva da análise cefalométrica de McNamara é apresentado na Tabela 9.

Tabela 9 – Análise estatística descritiva: média, desvio padrão, intervalo de confiança, mínimo e máximo, segundo as variáveis da análise cefalométrica de McNamara e os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	Intervalo de confiança		Mínimo	Máximo
				L.I.	L.S.		
A-Nperp	1	0,78	3,58	-0,90	2,46	-4,00	9,29
	2	0,20	3,55	-1,47	1,86	-4,78	8,52
	3	0,18	3,23	-1,33	1,69	-4,34	7,74
Pg-Nperp	1	-3,59	7,54	-7,13	-0,06	-18,64	13,12
	2	-4,73	7,44	-8,21	-1,25	-19,49	11,89
	3	-4,30	6,76	-7,46	-1,13	-17,72	10,81
Co-A	1	88,03	6,51	84,99	91,08	76,71	100,22
	2	88,03	6,51	84,99	91,08	76,71	100,22
	3	80,03	5,92	77,26	82,80	69,73	91,11
Co-Gn	1	113,22	9,10	108,96	117,48	100,26	130,69
	2	113,22	9,10	108,96	117,48	100,26	130,69
	3	102,93	8,28	99,06	106,80	91,15	118,81
[(Co-Gn) - (Co-A)]	1	25,19	4,27	23,19	27,19	18,28	33,29
	2	25,19	4,27	23,19	27,19	18,28	33,29
	3	22,90	3,88	21,08	24,72	16,62	30,26
ENA-Me	1	65,73	5,60	63,11	68,36	56,57	73,87
	2	66,59	5,58	63,98	69,20	57,48	74,56
	3	60,54	5,07	58,16	62,91	52,25	67,79
PoOr.GoMe	1	25,10	4,89	22,82	27,39	17,71	37,12
	2	25,14	4,85	22,87	27,41	17,37	37,78
	3	25,14	4,85	22,87	27,41	17,37	37,78
BaN.PtGn	1	90,64	5,03	88,28	92,99	79,36	100,44
	2	90,64	5,03	88,28	92,99	79,36	100,44
	3	90,64	5,03	88,28	92,99	79,36	100,44
Is-Avert	1	5,46	2,24	4,41	6,51	0,78	10,22
	2	5,30	2,21	4,27	6,34	0,63	10,05
	3	4,82	2,01	3,88	5,76	0,57	9,13
li-APg	1	6,72	1,79	5,88	7,56	4,07	10,34
	2	6,72	1,79	5,88	7,56	4,07	10,34
	3	6,11	1,63	5,34	6,87	3,70	9,40

A grandeza pertencente ao grupo I da análise de McNamara, BaN.PtGn, apresentou suas médias e seus respectivos desvios padrão iguais entre os tratamentos 1, 2 e 3. A comparação entre os tratamentos 2 e 3 mostrou que essa grandeza não era influenciada pela correção do grau de ampliação da imagem radiográfica.

As grandezas cefalométricas pertencentes ao grupo II do estudo e à análise de McNamara, Co-A, Co-Gn, [(Co-Gn) – (Co-A)], e li-APg, mostraram propriedades semelhantes àsquelas observadas nas grandezas do grupo II pertencentes à análise de Steiner: diferença nos valores das médias e desvios padrão obtidos entre os tratamentos 2 e 3. A Tabela 10 apresenta a análise estatística inferencial (teste t de “Student” para amostras correlatas) desses dados.

Tabela 10 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo II e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
Co-A	2	88,03	6,51		84,99	91,08			
	3	80,03	5,92		77,26	82,80			
	dif.	8,00	0,59	0,13	7,73	8,28	60,49	19	0,000 *
Co-Gn	2	113,22	9,10		108,96	117,48			
	3	102,93	8,28		99,06	106,80			
	dif.	10,29	0,83	0,19	9,91	10,68	55,62	19	0,000 *
[(Co-Gn) - (Co-A)]	2	25,19	4,27		23,19	27,19			
	3	22,90	3,88		21,08	24,72			
	dif.	2,29	0,39	0,09	2,11	2,47	26,37	19	0,000 *
li-APg	2	6,72	1,79		5,88	7,56			
	3	6,11	1,63		5,34	6,87			
	dif.	0,61	0,16	0,04	0,53	0,69	16,75	19	0,000 *

* significante para $p < 0,01$

Os valores absolutos de t calculados para as quatro grandezas foram maiores que o valor crítico para o nível de significância de 1%. Assim, para todas as variáveis, a hipótese H_0 foi rejeitada. Esses resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes para as quatro grandezas estudadas.

Pôde-se observar que a diferença das médias foi sempre igual a um décimo do valor obtido pelo tratamento 3, repetindo-se para a análise dos

desvios padrão. Isso significa que as medidas obtidas pelo tratamento 2 foram sempre 10% maiores que aquelas obtidas pelo tratamento 3.

A grandeza cefalométrica pertencente ao grupo III e à análise de McNamara, PoOr.GoMe, apresenta três pontos não localizados no plano sagital mediano: Or (orbitário), Go (gônio) e Me (mentoniano). A Tabela 11 apresenta a análise estatística (teste t de “Student” para amostras correlatas) para a comparação entre os tratamentos 1 e 2.

Tabela 11 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo a variável pertencente ao grupo III e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
PoOr.GoMe	1	25,10	4,89		22,82	27,39			
	2	25,14	4,85		22,87	27,41			
	dif.	-0,04	1,24	0,28	-0,62	0,54	-0,13	19	0,895 ^{ns}

^{ns} não significante

O valor absoluto de t calculado para essa grandeza foi menor do que o valor crítico para o nível de significância de 1%. Assim, a hipótese H_0 foi aceita. O resultado da Tabela 11 mostrou que não houve diferença estatisticamente significante para essa grandeza nessa amostra quando se comparou os tratamentos 1 e 2.

Na comparação entre os tratamentos 2 e 3, os valores das médias e desvios padrão mostraram igualdade. Isso significa que a correção do erro de projeção não influenciou os valores das grandezas angulares calculadas pelo tratamento 2.

A análise cefalométrica de McNamara apresenta quatro grandezas cefalométricas representantes do grupo IV dessa pesquisa, isto é,

medidas lineares com algum ponto determinante localizado fora do plano sagital mediano do paciente. Essas grandezas são A-Nperp, com o ponto Or (orbitário) localizado fora do plano sagital mediano, Pg-Nperp, com o mesmo ponto, ENA-Me, com o ponto Me (mentoniano) localizado fora do plano sagital mediano, e Is-Avert, com o ponto Or localizado fora do plano sagital mediano.

A análise dessas grandezas apresentada na Tabela 9 mostrou valores das médias e desvios padrão diferentes para os três tratamentos. A análise estatística inferencial (teste t de “Student” para amostras correlatas) da comparação entre os tratamentos 1 e 2 é apresentada na Tabela 12.

Tabela 12 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 1 e 2, segundo as variáveis pertencentes ao grupo IV e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
A-Nperp	1	0,78	3,58		-0,90	2,46			
	2	0,20	3,55		-1,47	1,86			
	dif.	0,59	0,40	0,09	0,40	0,77	6,62	19	0,000 *
Pg-Nperp	1	-3,59	7,54		-7,13	-0,06			
	2	-4,73	7,44		-8,21	-1,25			
	dif.	1,13	0,78	0,17	0,77	1,50	6,48	19	0,000 *
ENA-Me	1	65,73	5,60		63,11	68,36			
	2	66,59	5,58		63,98	69,20			
	dif.	-0,86	0,39	0,09	-1,04	-0,68	-9,87	19	0,000 *
Is-Avert	1	5,46	2,24		4,41	6,51			
	2	5,30	2,21		4,27	6,34			
	dif.	0,16	0,12	0,03	0,11	0,21	6,18	19	0,000 *

* significante para $p < 0,01$

Para todas as variáveis apresentadas na Tabela acima, os valores absolutos calculados de t foram maiores que o valor crítico para o nível de significância de 1%, fazendo-se rejeitar a hipótese H_0 . Dessa forma infere-se que

houve diferença estatisticamente significativa nessa amostra para a comparação entre os tratamentos 1 e 2.

A análise estatística da comparação entre os tratamentos 2 e 3 é apresentada na Tabela 13.

Tabela 13 – Análise estatística inferencial: teste t para duas amostras correlatas. Média, desvio padrão, erro padrão da diferença, intervalo de confiança, valor de t calculado, graus de liberdade, e probabilidade, na comparação dos dados dos tratamentos 2 e 3, segundo as variáveis pertencentes ao grupo IV e à análise cefalométrica de McNamara, e segundo os tratamentos

Variável	Tratamento	Média	D.P.	E.P.	Intervalo de confiança		t	G.L.	p
					L.I.	L.S.			
A-Nperp	2	0,20	3,55		-1,47	1,86			
	3	0,18	3,23		-1,33	1,69			
	dif.	0,02	0,32	0,07	-0,13	0,17	0,25	19	0,807 ^{ns}
Pg-Nperp	2	-4,73	7,44		-8,21	-1,25			
	3	-4,30	6,76		-7,46	-1,13			
	dif.	-0,43	0,68	0,15	-0,75	-0,11	-2,84	19	0,010 *
ENA-Me	2	66,59	5,58		63,98	69,20			
	3	60,54	5,07		58,16	62,91			
	dif.	6,05	0,51	0,11	5,82	6,29	53,36	19	0,000 **
Is-Avert	2	5,30	2,21		4,27	6,34			
	3	4,82	2,01		3,88	5,76			
	dif.	0,48	0,20	0,04	0,39	0,58	10,73	19	0,000 **

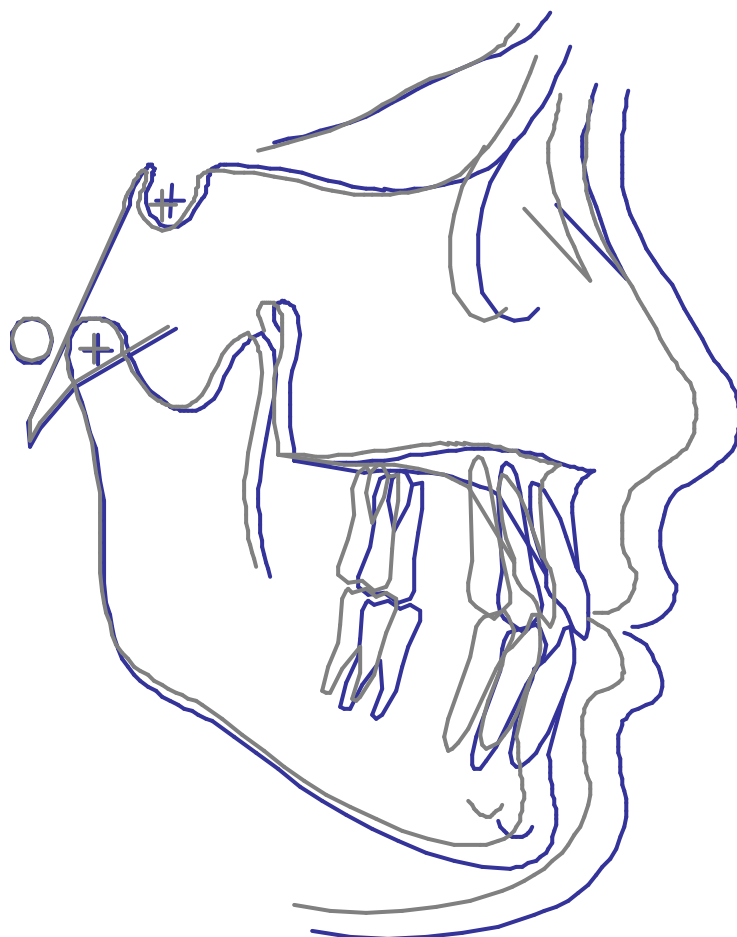
^{ns} não significativa

* significativa para $p < 0,05$

** significativa para $p < 0,01$

A Tabela 13 trouxe resultados distintos para as suas variáveis. A variável A-Nperp, mostrou um valor absoluto de t menor que o valor crítico, aceitando-se H_0 para essa variável. O valor absoluto de t para a variável Pg-Nperp mostrou-se maior que o valor crítico para o nível de significância de 5%. Os valores absolutos de t para as variáveis ENA-Me e Is-Avert apresentaram-se maiores que o valor crítico de t para o nível de significância de 1%, fazendo-se rejeitar a hipótese H_0 . Assim, a Tabela 13 mostra que houve diferença estatisticamente significativa na comparação das grandezas Pg-Nperp, ENA-Me, e Is-Avert, obtidas pelos tratamentos 2 e 3. Observou-se também haver uma relação

de proporção entre as médias e os desvios padrão de aumento de 10% em favor dos valores obtidos pelo tratamento 2.



Discussão

Discussão

A categorização em grupos favoreceu a observação de padrões nos resultados encontrados:

- Os grupos I e II não continham variáveis dependentes ou derivadas de pontos pares – só continham pontos do plano sagital mediano – não sendo aplicável comparar os tratamentos 1 e 2.
- As variáveis do grupo I (SNA, SNB, ANB, SN.PO, Is.NA, Ii.NB, Is.Ii, da análise cefalométrica de Steiner, e BaN.PtGn, da análise de McNamara) não foram sensíveis à correção da ampliação da imagem radiográfica.
- As variáveis do grupo II (Is-NA, Ii-NB, Pg-NB, [(Pg-NB) – (Ii-NB)], da análise de Steiner, e Co-A, Co-Gn, [(Co-Gn) – (Co-A)], Ii-APg, da análise de McNamara) foram sensíveis à correção da ampliação da imagem, sendo que seus resultados foram estatisticamente diferentes para os dois tratamentos aplicados; além disso, os valores das variáveis se mostraram 10% maiores no tratamento sem correção da ampliação quando comparados àqueles do tratamento com correção.
- As variáveis do grupo III (SN.GoGn, da análise de Steiner, e PoOr.GoMe, da análise de McNamara) tiveram resultados diferentes para a comparação da forma de representação de pontos bilaterais. A variável SN.GoGn apresentou-se com diferença estatística entre o tratamento em que o ponto com menor grau de ampliação era utilizado e o tratamento em que se

considerava o ponto médio entre estruturas pares simétricas. A variável PoOr.GoMe mostrou-se com diferença não-significante entre os tratamentos.

- As variáveis do grupo III não foram sensíveis à aplicação da correção da ampliação da imagem.
- As variáveis do grupo IV (A-Nperp, Pg-Nperp, ENA-Me, Is-Avert, todas da análise de McNamara) foram sensíveis à aplicação da correção da ampliação. Além disso, todas as variáveis apresentaram-se estatisticamente diferentes com relação à forma de representação de pontos bilaterais, mostrando variação entre a utilização do ponto cefalométrico mais próximo do filme e a utilização da estimativa do ponto médio entre as estruturas bilaterais.
- As variáveis do grupo IV apresentaram dois resultados distintos na comparação da correção da ampliação. A variável A-Nperp mostrou-se estatisticamente igual para os dois tratamentos. As outras variáveis apresentaram-se com diferenças estatísticas para os dois tratamentos. No entanto, para todas as variáveis, os valores encontrados para o tratamento sem correção da ampliação mostraram-se 10% maiores que aqueles do tratamento com correção. De todas as variáveis do grupo IV, a variável A-Nperp mostrou-se com as menores médias em valores absolutos, e essas médias eram muito próximas de zero.

A cefalometria radiológica foi apresentada por Broadbent¹⁴ em 1931, como uma ferramenta de estudo da morfologia craniofacial e de diagnóstico. O método foi desenvolvido a partir da necessidade de conhecimento biológico e de comunicação, e foi um marco histórico, pois contribuiu para aumentar o prestígio da Ortodontia como ciência e como especialidade dentro das áreas terapêuticas.

A característica chave da cefalometria é a padronização, possível devido ao desenvolvimento do cefalostato e ao aperfeiçoamento da técnica radiográfica, especialmente a determinação de distâncias entre os componentes do método cefalométrico – ponto focal da fonte de raios X, paciente e filme radiográfico. O cefalostato define o posicionamento do paciente deixando o seu plano sagital mediano perpendicular ao feixe central de raios X e paralelo ao filme. Isso garante que a projeção seja ortogonal, e assim um plano sagital tem suas estruturas projetadas no plano do filme com ampliação uniforme. Ainda, o cefalostato permite definir distâncias desse plano sagital mediano em relação ao filme e ao ponto focal. Essa definição de distâncias entre o foco e o objeto, e entre o objeto e o filme determina constantes de ampliação específicas da imagem radiográfica. Sistemas que têm as mesmas distâncias foco-objeto e filme-objeto apresentam imagens com constantes de ampliação idênticas, possibilitando a comparação entre imagens feitas em cada um dos sistemas.

Broadbent Sr. et al.¹⁵ mostraram a impropriedade de se sobrepor traçados de imagens radiográficas obtidas de sistemas com constantes de ampliação distintas.

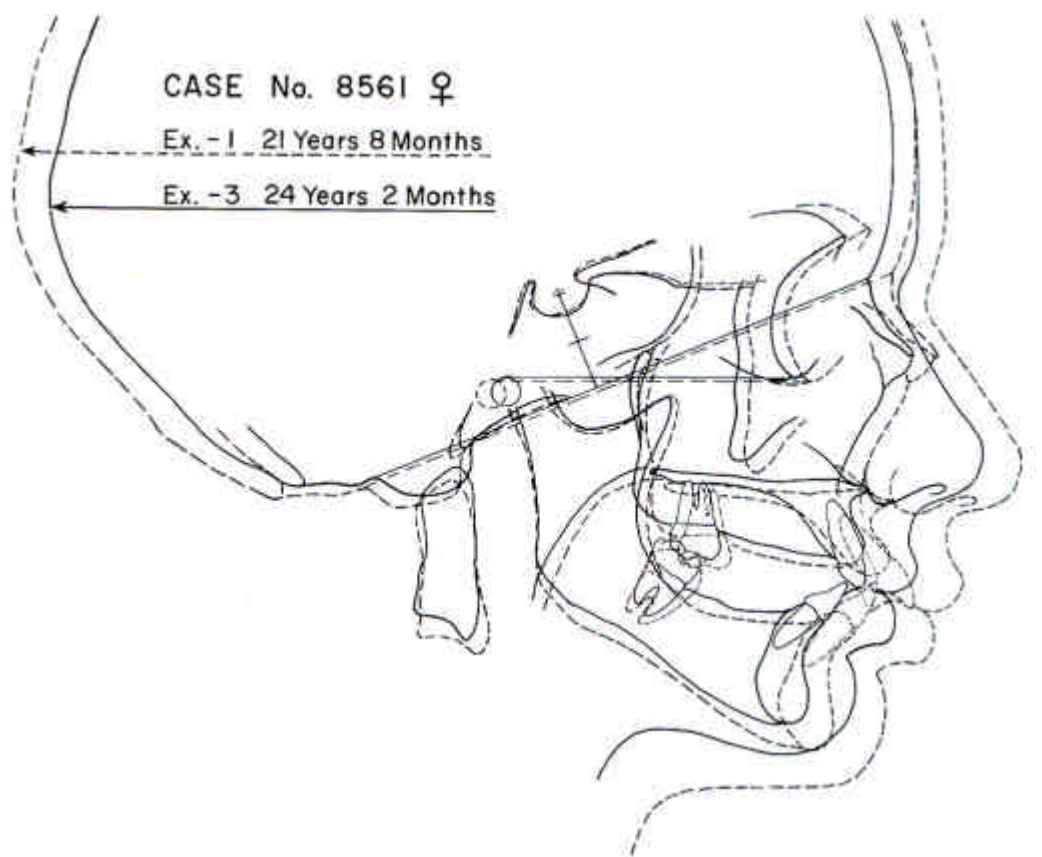


FIGURA 8 – Sobreposição de traçados: a diferença de ampliação se deve a distâncias filme-objeto distintas

A Figura 8 ilustra a sobreposição dos traçados de duas radiografias de uma paciente, uma feita aos 21a 8m e a outra aos 24a 2m. Nessas idades não se espera grandes alterações morfológicas esqueléticas. A Figura 8 mostra, ainda, que o sistema utilizado na tomada da segunda radiografia tinha grau de ampliação menor que o sistema utilizado na primeira tomada, não havendo qualquer condição de comparação entre os traçados.¹⁵

Assim como surgiu o método radiográfico, conseqüentemente vieram os problemas relacionados a ele, originando uma área de estudo dedicada a descrever e solucionar os erros em cefalometria.

Baumrind & Frantz⁸ categorizaram esses erros em três tipos: erros de projeção, erros de identificação dos pontos cefalométricos, e erros mecânicos de desenho e mensuração das entidades geométricas.

Houston²⁷ também categorizou esses erros segundo seus efeitos nos valores das grandezas cefalométricas em erros sistemáticos e erros aleatórios e descreveu as fases do método como tomada radiográfica, identificação dos pontos cefalométricos e mensuração. Ainda, discutiu dois conceitos relacionados à mensuração – a validade e a reprodutibilidade das grandezas cefalométricas.

Os erros de projeção foram estudados, nas pesquisas, segundo seus dois componentes: a ampliação e a distorção da imagem das estruturas anatômicas.

Os erros dados pela ampliação da imagem foram analisados, nos trabalhos descritos na literatura, em detalhes e com abordagens semelhantes; esses pesquisadores^{1,14,15,17,18,21,22,24,25,31,34,52,53,59} relacionaram equações matemáticas para serem usadas nas correções das medidas lineares (Figuras 1 a 3 – Material e método). Houston²⁷ afirmou que o aumento linear das medidas deveria ser compensado para poder se comparar os resultados de estudos feitos em sistemas distintos, caso contrário, erros sistemáticos estariam presentes. A Tabela a seguir mostra os diferentes sistemas utilizados em diversos trabalhos. Desses, apenas os trabalhos de Bathia & Leighton⁵ apresentaram resultados com correção da ampliação da imagem.

Tabela 14 – Graus de ampliação dos aparelhos radiográficos, segundo os pesquisadores e seus trabalhos

Pesquisadores	Grau de ampliação
Carlsson ¹⁸ (1967)	13,14%
Carlsson ¹⁸ (1967)	6,38%
Carlsson ¹⁸ (1967)	6,42%
Kvam & Krogstad ³⁵ (1969)	6,25%
Krogstad & Kvam ³⁴ (1971)	17,56%
Kvam & Krogstad ³⁶ (1972)	14,74%
Wisth & Bøe ⁶⁰ (1975)	9,68%
Broadbent Sr. et al. ¹⁵ (1975)	5,20% - 5,90% ^{*1}
Slagsvold & Pedersen ⁴⁹ (1977)	5,56%
McNamara Jr. ^{37,38} (1984,1990)	8,00%
Pancherz ⁴⁵ (1984)	7,00% ^{*2}
Houston et al. ²⁸ (1986)	12,00%
Spolyar ⁵⁰ (1987)	10,00%
Vincent & West ⁵⁷ (1987)	12,00%
Bathia & Leighton ⁵ (1993)	7,76% ^{*1}
Martins et al. ⁴¹ (1998)	6,00% ^{*1}

^{*1} esses sistemas apresentaram graus de ampliação variáveis

^{*2} pelas características do aparelho radiográfico, calculamos que o grau de ampliação foi 6,45%

Os sistemas apresentaram graus de ampliação variando de 5,20%¹⁵ a 17,56%.³⁴ Note, também, que apenas dois trabalhos^{28,57} apresentaram graus de ampliação idênticos. Ainda assim, isso não era condição suficiente para se poder comparar resultados, pois suas características de distorção poderiam ser diferentes, como veremos adiante. A distorção representa a forma com que o grau de ampliação da imagem varia em relação à posição do plano sagital do objeto projetado. Os sistemas que têm maior distância foco-objeto apresentam menores graus de distorção, isto é, existe menor variação da ampliação da imagem dependente da posição transversal do plano sagital. A Tabela a seguir demonstra o cálculo das constantes de ampliação e de correção, derivado das características do aparelho radiográfico.

Tabela 15 – Sistemas cefalométricos distintos – distâncias foco-filme, foco-objeto e filme-objeto, e constantes de ampliação e correção da projeção para as estruturas localizadas no plano sagital mediano, segundo os pesquisadores e seus trabalhos

Pesquisadores	Distância Foco-Filme (mm)	Distância Foco-Objeto (mm)	Distância Filme-Objeto (mm)	Fator de Ampliação	Grau de Ampliação	Coef. de Correção	Grau de Correção
Carlsson ¹⁸ (1967)	155	137	18	1,1314	13,14%	0,8839	11,61%
Carlsson ¹⁸ (1967)	300	282	18	1,0638	6,38%	0,9400	6,00%
Carlsson ¹⁸ (1967)	282	265	17	1,0642	6,42%	0,9397	6,03%
Kvam & Krogstad ³⁵ (1969)	170	160	10	1,0625	6,25%	0,9412	5,88%
Krogstad & Kvam ³⁴ (1971)	154	131	23	1,1756	17,56%	0,8506	14,94%
Kvam & Krogstad ³⁶ (1972)	179	156	23	1,1474	14,74%	0,8715	12,85%
Wisth & Böe ⁶⁰ (1975)	170	155	15	1,0968	9,68%	0,9118	8,82%
Slagsvold & Pedersen ⁴⁹ (1977)	190	180	10	1,0556	5,56%	0,9474	5,26%
Pancherz ⁴⁵ (1984)	165	155	10	1,0645	6,45%	0,9394	6,06%
Spolya ⁵⁰ (1987)	165	150	15	1,1000	10,00%	0,9091	9,09%

A Tabela 15 mostra que o sistema utilizado por Wisth & Böe,⁶⁰ por exemplo, tinha grau de ampliação de 9,68%, isto é, a imagem projetada apresentava dimensões 9,68% maiores que as dimensões reais do objeto para as estruturas localizadas no plano sagital mediano. Para se corrigir essa imagem, multiplicava-se a dimensão linear obtida na imagem pelo coeficiente 0,9118 (que era o equivalente a dividir por 1,0968) e assim se obtinha a dimensão real no objeto. Essa redução para a dimensão corrigida era o equivalente a 8,82% da dimensão total encontrada na imagem projetada.

Os valores do fator de ampliação, do grau de ampliação, do coeficiente de correção e do grau de correção foram calculados a partir das distâncias características dos aparelhos radiográficos. As equações são derivadas daquelas vistas nas Figuras 1 e 2, e são apresentadas a seguir.

$$F = \frac{\text{distância foco-filme}}{\text{distância foco-objeto}}$$

$$G = \frac{\text{distância filme-objeto}}{\text{distância foco-objeto}} \times 100 \%$$

$$C = \frac{\text{distância foco-objeto}}{\text{distância foco-filme}}$$

$$R = \frac{\text{distância filme-objeto}}{\text{distância foco-filme}} \times 100 \%$$

FIGURA 9 – Representações matemáticas do fator de ampliação F, grau de ampliação G, coeficiente de correção da ampliação C, e grau de correção R, segundo as relações com as distâncias foco-filme, foco-objeto e filme-objeto

O grau de correção R representa a diferença entre a dimensão no objeto e a dimensão na imagem, e é dada pela redução em termos percentuais do valor encontrado para a dimensão na imagem.

Observamos em nossos estudos, que o fator de ampliação F utilizado para corrigir as medidas lineares (Figura 9) era o mesmo daquele utilizado nas correções das posições dos pontos cefalométricos no plano do filme, para compensar a ampliação da imagem (Figura 1 – Material e método).

Krogstad & Kvam³⁴ observaram um aumento linear de 0,085 mm para cada 10 mm de aumento na distância filme-objeto, num sistema com distância foco-filme de 1.540 mm e distância filme-plano sagital mediano de 230 mm, resultando numa ampliação de 17,56% das estruturas contidas nesse plano. A Figura a seguir mostra que a relação grau de ampliação e distância filme-objeto não podia ser linear.

$$G = \frac{\text{distância filme-objeto}}{\text{distância foco-objeto}} \times 100\%$$

distância filme-objeto variável – X (em mm)
distância foco-filme constante – 1.540 mm

$$G = \frac{\text{distância filme-objeto} \times 100\%}{(\text{distância foco-filme}) - (\text{distância filme-objeto})} = \frac{100 \times X}{1.540 - X} \%$$

FIGURA 10 – Equação para a determinação do grau de ampliação para a pesquisa de Krogstad & Kvam³⁴

Na realidade, a Figura 10 mostra uma relação hiperbólica, mas que tem características muito próximas de uma relação linear. Os dados da Tabela 15 aplicados às equações do grau de ampliação, mostradas nas Figuras 9 e 10, derivam funções para cada um dos sistemas, representadas no Gráfico a seguir e na Tabela 16.

Graus de ampliação dos sistemas cefalométricos radiológicos

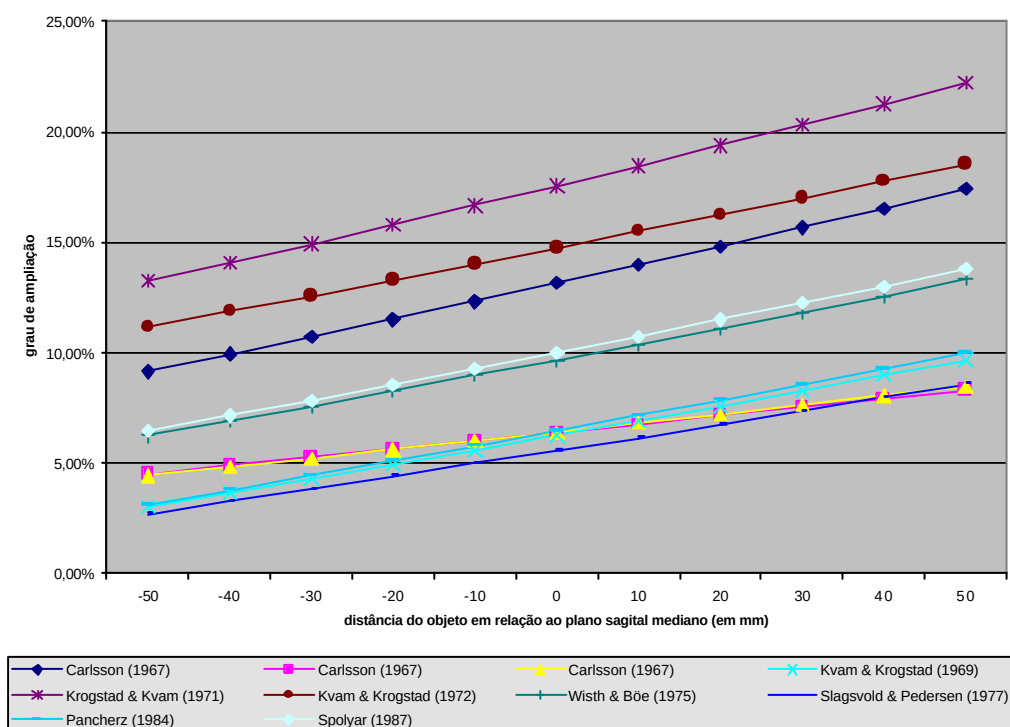


Gráfico 1 – Graus de ampliação dos sistemas cefalométricos radiológicos segundo as distâncias do objeto em relação ao plano sagital mediano, e segundo os pesquisadores e seus trabalhos

O Gráfico 1 mostra que as relações não são retilíneas e que cada duas relações não se mantêm equidistantes entre si, tendo até pontos em comum, vistos nos cruzamentos das funções. Assim, cada sistema tem características diferentes de ampliação e distorção. Quando as funções se cruzam num ponto significa que naquela posição (em relação ao plano sagital mediano) os sistemas apresentam o mesmo grau de ampliação. A Tabela a seguir mostra, em valores numéricos, os graus de ampliação da imagem para objetos encontrados a distâncias determinadas do plano sagital mediano do paciente, calculados a partir das equações mostradas nas Figuras 9 e 10.

Tabela 16 – Graus de ampliação para diferentes distâncias filme-objeto, de 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido do filme (–) até 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido contrário ao do filme (+), segundo os pesquisadores e seus trabalhos

Pesquisadores	p. s. m. -50 mm	p. s. m. -40 mm	p. s. m. -30 mm	p. s. m. -20 mm	p. s. m. -10 mm	p. s. m. +10 mm	p. s. m. +20 mm	p. s. m. +30 mm	p. s. m. +40 mm	p. s. m. +50 mm
Carlsson ¹⁸ (1967)	9,15%	9,93%	10,71%	11,51%	12,32%	13,14%	13,97%	14,81%	15,67%	16,54%
Carlsson ¹⁸ (1967)	4,53%	4,90%	5,26%	5,63%	6,01%	6,38%	6,76%	7,14%	7,53%	7,91%
Carlsson ¹⁸ (1967)	4,44%	4,83%	5,22%	5,62%	6,02%	6,42%	6,82%	7,22%	7,63%	8,05%
Kvam & Krogstad ³⁵ (1969)	3,03%	3,66%	4,29%	4,94%	5,59%	6,25%	6,92%	7,59%	8,28%	8,97%
Krogstad & Kvam ³⁴ (1971)	13,24%	14,07%	14,93%	15,79%	16,67%	17,56%	18,46%	19,38%	20,31%	21,26%
Kvam & Krogstad ³⁶ (1972)	11,18%	11,88%	12,58%	13,29%	14,01%	14,74%	15,48%	16,23%	16,99%	17,76%
Wisth & Bøe ⁶⁰ (1975)	6,25%	6,92%	7,59%	8,28%	8,97%	9,68%	10,39%	11,11%	11,84%	12,58%
Slagsvold & Pedersen ⁴⁹ (1977)	2,70%	3,26%	3,83%	4,40%	4,97%	5,56%	6,15%	6,74%	7,34%	7,95%
Pancherz ⁴⁵ (1984)	3,13%	3,77%	4,43%	5,10%	5,77%	6,45%	7,14%	7,84%	8,55%	9,27%
Spolyar ⁵⁰ (1987)	6,45%	7,14%	7,84%	8,55%	9,27%	10,00%	10,74%	11,49%	12,24%	13,01%

A Tabela 16 mostra variação não linear entre os graus de ampliação, pois, as diferenças entre as observações nas diversas posições não se mantêm constantes. A Tabela também mostra que sistemas com graus de ampliação semelhantes podem ter características de distorção diferentes. Carlsson¹⁸ utilizou um sistema com 6,42% de ampliação enquanto Pancherz⁴⁵

utilizou um sistema com 6,45% de ampliação para objetos no plano sagital mediano. Note, no entanto, que um objeto posicionado a 50 mm do plano sagital mediano no sentido do filme teria 4,44% de ampliação no primeiro sistema e 3,13% no segundo. Um objeto posicionado a 50 mm do plano sagital mediano em sentido contrário ao do filme teria 8,46% de ampliação no primeiro sistema e 10,00% no segundo. Isso demonstra o que se observou em nosso estudo: os diversos planos sagitais possuem graus de ampliação muito variados. A diferença entre os graus de ampliação seria de 4,02% no primeiro sistema e 6,87% no segundo. O sistema utilizado por Pancherz⁴⁵ trazia maior distorção que o sistema utilizado por Carlsson,¹⁸ pois apresentava maior diferença entre os graus de ampliação para os objetos localizados fora do plano sagital mediano.

Ahlqvist et al.² demonstraram que o aumento da distância foco-objeto contribuía positivamente para a diminuição da ampliação, porém de forma limitada. Observamos que o grau de ampliação da imagem radiográfica era mais influenciada positivamente pela diminuição da distância filme-objeto, enquanto a distorção era mais influenciada positivamente pelo aumento da distância foco-objeto. Os aparelhos radiográficos que apresentaram maiores distâncias foco-filme e foco-objeto (Tabelas 15 e 16) tiveram as melhores relações de distorção. As considerações sobre pontos bilaterais se tornam mais importantes para o sistema utilizado por Pancherz,⁴⁵ quando comparado ao sistema utilizado por Carlsson.¹⁸

Como observado no Gráfico 1, as relações entre grau de ampliação e distância filme-objeto não são lineares para distância foco-filme

constante. Isto significa que representar uma estrutura média pela média das estruturas observadas na imagem pode induzir a um erro de estimativa. Broadbent Sr. et al.¹⁵ mostraram o cálculo desse erro para um exemplo de estruturas posicionadas simetricamente em relação ao plano sagital mediano (Figura 11).

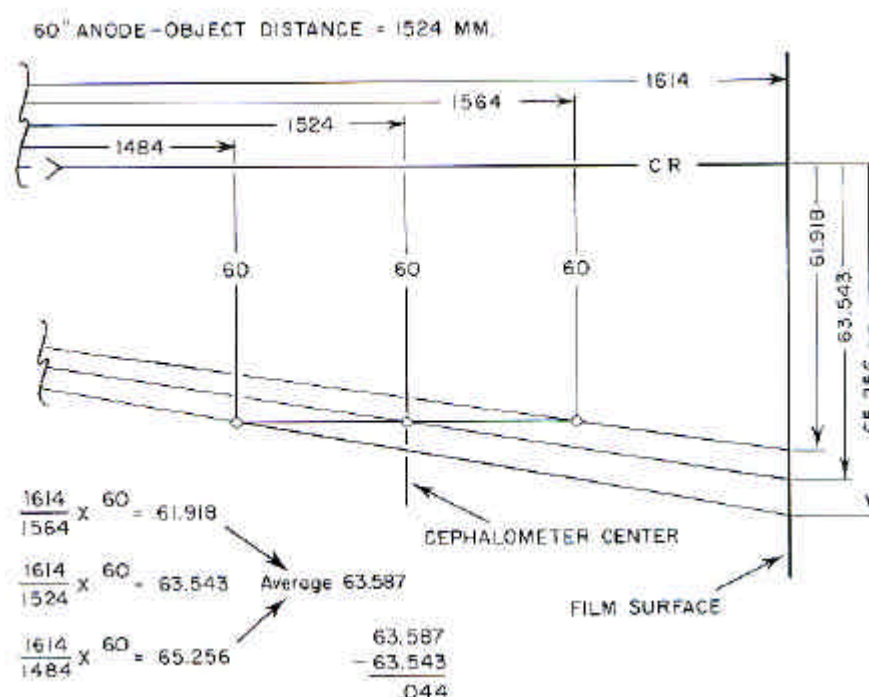


FIGURA 11 – Cálculo das dimensões das imagens projetadas para objetos de 60 mm posicionados a 40 mm do plano sagital mediano do objeto, num sistema com distância foco-filme de 1614 mm e distância foco-objeto de 1524 mm

O cálculo desse erro mostra tratar-se de valor desprezível e assim, pode-se considerar que o ponto médio da imagem representa uma aproximação adequada para a projeção da estrutura média imaginária posicionada no plano sagital mediano. Isso seria o equivalente a considerar o grau de ampliação médio das estruturas bilaterais como sendo aproximadamente o grau de ampliação para as estruturas no plano sagital mediano, como utilizado por

Eliasson et al.²² No sistema utilizado por Carlsson,¹⁸ a média dos graus de ampliação de objetos a 50 mm do plano sagital mediano é 6,45%, enquanto o grau de ampliação para as estruturas no plano sagital mediano é 6,42%. No sistema utilizado por Pancherz,⁴⁵ esses valores são, respectivamente, 6,56% e 6,45%.

Não existe relação de linearidade entre o grau de ampliação e a variação da distância filme-objeto, como visto anteriormente. Porém, há relação linear entre o grau de correção e a variação da distância filme-objeto, como mostra a Tabela a seguir.

Tabela 17 – Graus de correção para diferentes distâncias filme-objeto, de 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido do filme (–) até 50 mm afastado do plano sagital mediano no sentido contrário ao do filme (+), segundo os pesquisadores e seus trabalhos

Pesquisadores	p. s. m. -50 mm	p. s. m. -40 mm	p. s. m. -30 mm	p. s. m. -20 mm	p. s. m. -10 mm	p. s. m. +10 mm	p. s. m. +20 mm	p. s. m. +30 mm	p. s. m. +40 mm	p. s. m. +50 mm
Carlsson ¹⁸ (1967)	8,39%	9,03%	9,68%	10,32%	10,97%	11,61%	12,26%	12,90%	13,55%	14,19%
Carlsson ¹⁸ (1967)	4,33%	4,67%	5,00%	5,33%	5,67%	6,00%	6,33%	6,67%	7,00%	7,33%
Carlsson ¹⁸ (1967)	4,26%	4,61%	4,96%	5,32%	5,67%	6,03%	6,38%	6,74%	7,09%	7,45%
Kvam & Krogstad ³⁵ (1969)	2,94%	3,53%	4,12%	4,71%	5,29%	5,88%	6,47%	7,06%	7,65%	8,24%
Krogstad & Kvam ³⁴ (1971)	11,69%	12,34%	12,99%	13,64%	14,29%	14,94%	15,58%	16,23%	16,88%	17,53%
Kvam & Krogstad ³⁶ (1972)	10,06%	10,61%	11,17%	11,73%	12,29%	12,85%	13,41%	13,97%	14,53%	15,08%
Wisth & Bøe ⁶⁰ (1975)	5,88%	6,47%	7,06%	7,65%	8,24%	8,82%	9,41%	10,00%	10,59%	11,18%
Slagsvold & Pedersen ⁴⁹ (1977)	2,63%	3,16%	3,68%	4,21%	4,74%	5,26%	5,79%	6,32%	6,84%	7,37%
Pancherz ⁴⁵ (1984)	3,03%	3,64%	4,24%	4,85%	5,45%	6,06%	6,67%	7,27%	7,88%	8,48%
Spolyar ⁵⁰ (1987)	6,06%	6,67%	7,27%	7,88%	8,48%	9,09%	9,70%	10,30%	10,91%	11,52%

A Tabela 17 mostra que a variação entre os graus de correção se mantém constante ao longo das diversas distâncias filme-objeto. O Gráfico 2 apresenta essas mesmas relações; cada sistema é representado por uma reta. Cada reta possui uma inclinação específica; quanto mais inclinada estiver, maior o problema de distorção do sistema. Além disso, o problema de ampliação é maior quanto mais afastada essa reta estiver do eixo horizontal.

Graus de correção dos sistemas cefalométricos radiológicos

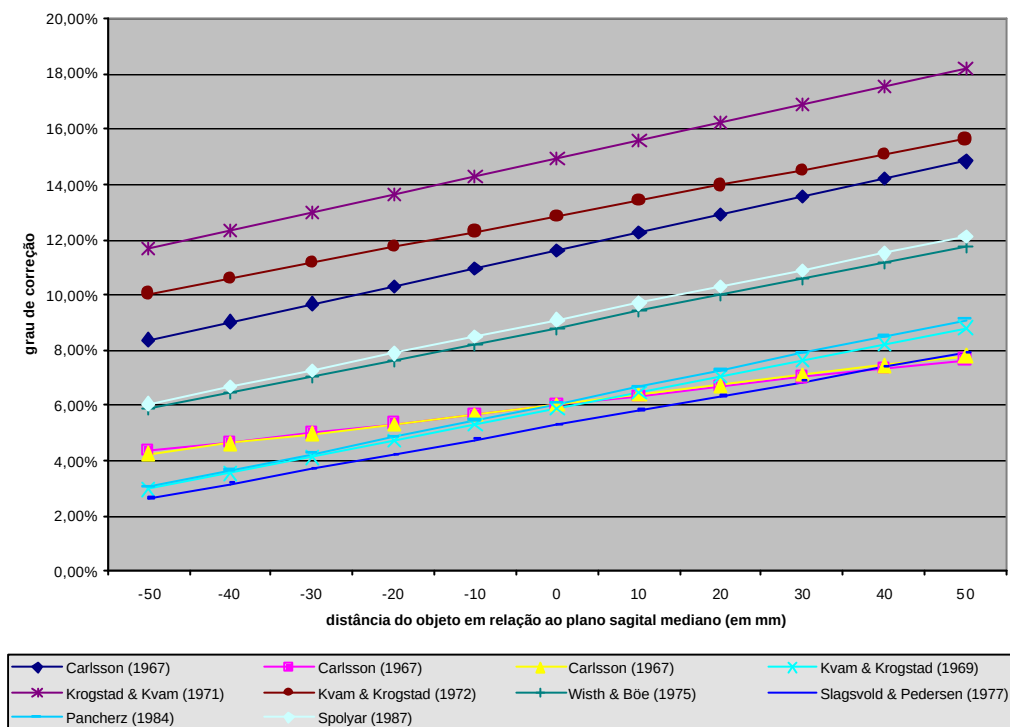


Gráfico 2 – Graus de correção dos sistemas cefalométricos, segundo as distâncias do objeto em relação ao plano sagital mediano, e segundo os pesquisadores e seus trabalhos

Em nossos estudos foi utilizado um aparelho radiográfico com as mesmas características de distâncias dos trabalhos de Spolyar.⁵⁰ Assim, as constantes de ampliação e correção são idênticas, além das características de distorção das imagens obtidas nesse sistema.

Observamos em nossos estudos, que os dois tratamentos aplicados a pontos localizados fora do plano sagital mediano trouxeram resultados diferentes como mostra o Gráfico a seguir.

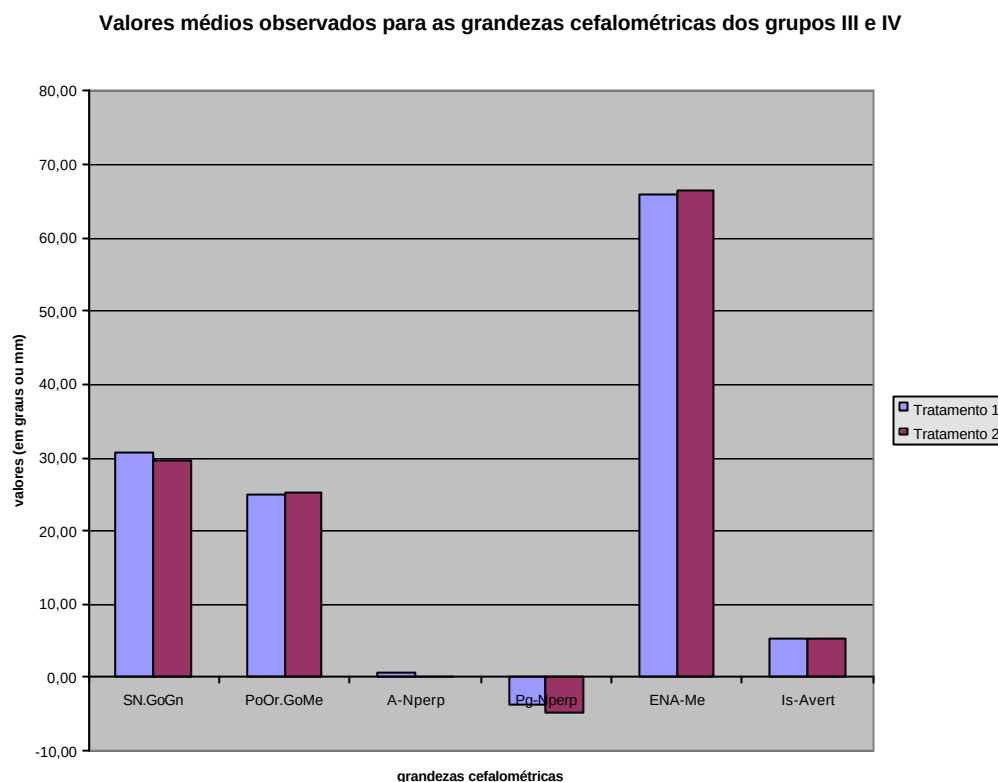


Gráfico 3 – Valores médios observados para as grandezas cefalométricas dos grupos III e IV, segundo os tratamentos

O Gráfico 3 mostra que as estruturas pares bilaterais e simétricas devem ter especial consideração com respeito aos problemas de distorção.

Slagsvold & Pedersen⁴⁹ demonstraram que a projeção radiográfica lateral não permitia registros confiáveis do ângulo goníaco. Savara⁴⁸ citou que o crescimento da face podia ser estudado por cefalometria radiológica, desde que houvesse correção dos erros de ampliação e distorção, e que a correção da ampliação diferenciada para cada plano não permitia estimar corretamente as distâncias em planos oblíquos. Esse pesquisador comparou as medições diretas com os dados radiográficos e mostrou que houve diferenças menores para as

medidas corrigidas para ampliação e distorção, e que as maiores diferenças foram observadas para as medidas não corrigidas.

Baumrind & Frantz⁸ citaram a dificuldade no posicionamento preciso do paciente e seus efeitos assimétricos sobre as medidas lineares e angulares. Os estudos teóricos de Ahlqvist et al.,^{1,2,3} que utilizaram as equações matemáticas apresentadas em estudo anterior dos mesmos pesquisadores,²² mostraram que variações no posicionamento do paciente de até 5° trouxeram erros de até 1,0° para as medidas angulares e até 1% para as medidas lineares. Spolyar⁵⁰ demonstrou haver erro de posicionamento em 85% das tomadas radiográficas com desvios de 1,59°, em média. Esses resultados, além dos estudos de Houston et al.²⁸ e Sandler,⁴⁷ embasam a conclusão de que o erro de posicionamento não é responsável por grandes alterações nas posições das estruturas anatômicas, observando-se o cuidado com a técnica, contradizendo a observação de Baumrind & Frantz.⁸

Tng et al.⁵⁴ encontraram alterações nos resultados das grandezas angulares quando se tinha rotação no eixo látero-lateral do paciente. Essas observações podem ter tido mais influência do erro de interpretação para as definições dos pontos cefalométricos do que propriamente o erro de posicionamento estudado na pesquisa, visto que esse tipo de erro não deveria afetar a disposição dos pontos cefalométricos na imagem radiográfica.^{1,2,3}

Muitos outros trabalhos descreveram a ampliação da imagem como parte do estudo cefalométrico, porém não relevaram a influência deste sobre seus resultados.^{7,8,13,19,26,57,60}

Os erros de identificação de pontos cefalométricos, considerados de natureza aleatória,²⁷ foram objeto de estudo de muitas pesquisas,^{7,8,13,16,19,26,27,28,35,36,40,43,45,47,57,60} pois qualquer trabalho que necessitasse analisar dados derivados de pontos cefalométricos obrigatoriamente deveria incluir um estudo sobre os erros de identificação e a validade dos mesmos. Alguns trabalhos classificaram como o tipo de erro mais importante na cefalometria.^{8,16,28,35,47} Broch et al.¹⁶ citaram que outros tipos de erros podiam ser controlados e minimizados, e que portanto o erro de identificação de pontos cefalométricos era a única fonte de erro importante na cefalometria.

Alguns trabalhos sobre erros de identificação de pontos cefalométricos não deram ênfase às consequências dos erros de projeção, mesmo que suas correções afetassem diretamente os resultados desses trabalhos.

Baumrind & Frantz⁷ mostraram que os envelopes de erro foram encontrados para os pontos em ordem decrescente: gônios, ápice do incisivo inferior, cúspide do 1º. molar inferior direito, ponto B, orbitário, cúspide do 1o. molar inferior esquerdo, ápice do incisivo superior, pogônio, ponto A, mentoniano, násio, sela, incisal do incisivo inferior, pório metálico, incisal do incisivo superior. Pelo nosso estudo, a correção da ampliação traria maiores mudanças quanto mais distante um ponto se localizasse do ponto de incidência do feixe central dos raios X. Assim, os valores de dispersão seriam todos diminuídos (e todos os pontos teriam seus envelopes de erro com diâmetro diminuído), alguns em maior quantidade do que outros, se fossem corrigidos os erros dados pela

ampliação. A alteração nos envelopes de erro dos pontos poderia trazer diferentes resultados para a análise das grandezas angulares e lineares.⁸

Wisth & Böe⁶⁰ conduziram seu estudo num sistema que resultava em 9,68% de ampliação e não corrigiram seus resultados. Como estudaram os envelopes de erro para pontos no perfil tegumentar, esses poderiam ter sofrido maior influência da ampliação existente do que necessariamente a determinação dos pontos correspondentes em tecido ósseo.

Broch et al.¹⁶ encontraram maiores envelopes de erro para os pontos básico, ponto A, molar superior, articular e espinha nasal anterior. O envelope de erro de cada ponto cefalométrico seria influenciado diferentemente, dependendo da distância em relação ao pório metálico.

Vincent & West⁵⁷ citaram um grau de ampliação de 12% que não foi corrigido. Seus achados estavam de acordo com aqueles de Baumrind & Frantz,⁷ e tiveram conclusões semelhantes. As metodologias dos dois trabalhos foram semelhantes, porém seus resultados não podiam ser relacionados pois foram originados de sistemas com propriedades de projeção diferentes. Seus resultados deveriam ser corrigidos para evitar o aparecimento de erros sistemáticos.

Quando são comparadas imagens radiográficas geradas em sistemas cefalométricos com graus de ampliação distintos, é importante ressaltar a necessidade da correção desse erro para que essa comparação tenha validade.

Com a utilização de sistemas computadorizados específicos para cefalometria e instrumentos de precisão para entrada de dados, os erros

relacionados aos procedimentos de mensuração puderam ser controlados. Esses erros de mensuração apresentaram-se desprezíveis quando observadas algumas recomendações.

Como recomendação importante, os equipamentos deveriam ser testados e calibrados. Mesas digitalizadoras deveriam ser testadas para verificar precisão e linearidade. McWilliam³⁹ estudou um leitor de coordenadas e observou que os principais problemas com esse tipo de instrumento foram o erro de escala, o erro de ortogonalidade e a precisão do instrumento. Os dois últimos eram características controladas pelo fabricante, e deveriam ter testes padronizados de verificação do padrão de qualidade. O erro de escala poderia ser controlado por processo de calibração. McWilliam⁴⁰ recomendou, em outro trabalho, a utilização de sistemas de coordenadas ortogonais, com o uso de pontos fiduciais.

Eriksen & Solow²³ desenvolveram um procedimento de teste de linearidade para mesas digitalizadoras e sugeriram um método de correção para esse problema. Tourne⁵⁵ estudou a precisão de uma mesa digitalizadora genérica e concluiu que as propriedades não eram uniformes sobre a área útil do equipamento, mas a precisão era muito maior do que aquela do profissional na identificação dos pontos cefalométricos. Em nosso estudo, o programa CRCProj estabelece procedimentos de calibração e teste, para se poder minimizar os efeitos dos erros sistemáticos. Para minimizar os efeitos dos erros aleatórios derivados das leituras do equipamento, o programa CRCProj faz dez leituras para cada ponto digitado e só confirma a digitação quando, pelo menos, oito leituras forem idênticas. Ainda assim, é recomendável a replicação da digitação para se

identificar problemas relacionados à precisão da mesa digitalizadora e para diminuir a incidência de erros aleatórios.^{8,27,39,47} O programa CRCProj não estabelece nenhum procedimento para correção de erros de linearidade, objetos de estudo de Eriksen & Solow²³ e Tourne.⁵⁵

Validade das grandezas cefalométricas

Este estudo demonstrou a influência dos erros relacionados à ampliação da imagem sobre as grandezas cefalométricas lineares, sendo de exatamente 10% sobre os seus valores nominais. Isso significa que a não correção desse tipo de erro automaticamente traria erros sistemáticos para os seus resultados. A influência da ampliação da imagem radiográfica foi idêntica para as grandezas lineares diretas (Is-NA, Ii-NB, Pg-NB, Co-A, Co-Gn, Ii-APg), projetadas primárias (ENA-Me) e projetadas secundárias (A-Nperp, Pg-Nperp, Is-Avert),³³ assim como para as grandezas lineares derivadas de operações com outras grandezas $[(Pg-NB) - (Ii-NB)]$, $[(Co-Gn) - (Co-A)]$.

Este estudo também demonstrou a não-influência da ampliação sobre os valores calculados para as grandezas angulares.

O Gráfico a seguir mostra os valores das médias corrigidas e a quantidade de correção utilizada para as grandezas cefalométricas lineares, que se mostraram sensíveis à correção da ampliação.

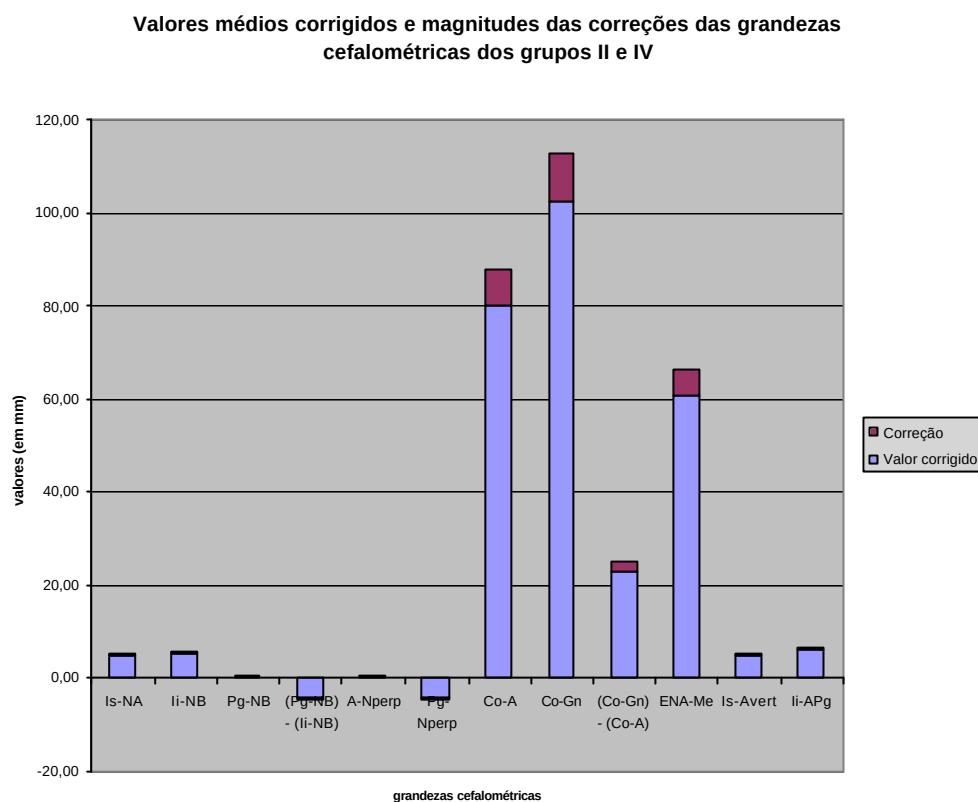


Gráfico 4 – Valores médios corrigidos e quantidade de correção da ampliação das grandezas cefalométricas dos grupos II e IV

As grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de Steiner que apresentaram esse tipo de erro foram Is-NA, Ii-NB, Pg-NB e [(Pg-NB) – (Ii-NB)]. Elas apresentaram respectivamente médias 5,20 mm, 5,56 mm, 0,83 mm, e –4,73 mm, e valores máximos 8,98 mm, 8,24 mm, 4,31 mm, e –0,93 mm, para os dados não corrigidos. A ampliação da imagem foi responsável por erros de até 0,51 mm para as médias e 0,82 mm para os valores máximos.

As grandezas cefalométricas da análise cefalométrica de McNamara A-Nperp, Pg-Nperp, Is-Avert, e Ii-APg tiveram respectivamente médias 0,20 mm, -4,73 mm, 5,30 mm e 6,72 mm, e valores máximos 8,52 mm, 11,89 mm, 10,05 mm e 10,34 mm, sem correção dos dados. A ampliação foi

responsável por erros de até 0,61 mm nas médias e 1,08 mm nos valores máximos.

A precisão de materiais de mensuração como escalas e réguas tem valor nominal entre 0,5 mm e 1,0 mm, sendo muito próximo dos valores dos erros encontrados para as grandezas citadas. A influência da ampliação de imagem é relativamente baixa para essas grandezas, do ponto de vista de mensuração.

As grandezas Co-A, Co-Gn, [(Co-Gn) – (Co-A)] e ENA-Me da análise cefalométrica de McNamara apresentaram, respectivamente, médias 88,03 mm, 113,22 mm, 25,19 mm e 66,59 mm, e valores máximos 100,22 mm, 130,69 mm, 33,29 mm e 74,56 mm, sem correção da ampliação. A ampliação foi responsável por erros de até 10,29 mm dos valores médios e 11,88 mm dos valores máximos. Essa magnitude de erro sobre qualquer uma dessas variáveis causaria erros de interpretação e diagnóstico, comprometendo suas validades. Essas variáveis foram as mais sensíveis à ampliação da imagem, sendo necessária a correção previamente a qualquer análise mais detalhada.

Com base nesses valores, algumas considerações devem ser feitas. Tsao et al.⁵⁶ citaram que dados extraídos diretamente das radiografias, sem qualquer tratamento, poderiam trazer conclusões questionáveis. Um exemplo importante era uma grandeza linear, que se apresentava sistematicamente aumentada em relação ao objeto que representava. Baumrind & Frantz⁸ citaram que um expediente era a utilização de grandezas angulares, visto que não eram sensíveis à ampliação da imagem. Krogman³³ descreveu, no entanto, que as

medidas angulares apresentavam certos problemas pois seus valores eram dependentes de mais pontos cefalométricos, geralmente três ou quatro pontos. Assim, essas grandezas eram menos sensíveis às alterações da morfologia craniofacial, tendo menor variabilidade e portanto, tendo suas validades comprometidas, por exemplo, no estudo de pacientes em crescimento. Além disso, grandezas angulares se referiam a alterações de estruturas em relação a alguma referência anatômica, que, às vezes, não correspondia aos requisitos de estabilidade. Pae⁴⁴ citou, ainda, que a variação de uma grandeza angular não expressava clinicamente uma variação em forma e que cada ângulo tinha interpretação diferente para a sua variação, por exemplo, a variação de um grau numa grandeza angular que representava as posições dentárias tinha interpretação muito diferente em relação à variação de um grau de uma grandeza angular relativa à base do crânio. Por outro lado, as grandezas lineares eram altamente sensíveis a alterações morfológicas, e baseadas em dois pontos, em geral. As medidas lineares que não se mostravam muito sensíveis aos problemas de ampliação de imagem tiveram valores nominais com média de aproximadamente 6 mm. Um erro de método de 1 mm, geralmente relacionado à identificação de pontos cefalométricos, tinha conseqüências desastrosas, visto que representava 17% do valor nominal da medida. Portanto, essas grandezas lineares eram mais sensíveis a erros de identificação de pontos.

Jamison & Ward²⁹ conduziram um estudo antropométrico para comparar a variação de medidas com valores nominais variando de 10 mm a 200 mm. O conceito intuitivo de que a variação era maior quanto maior fosse a

medida foi testado e reprovado. O estudo demonstrou que a amplitude do erro foi semelhante em medidas maiores e menores, contribuindo para a conclusão de que as grandezas de valores nominais maiores apresentavam erros relativos menores, concordando com Baumrind & Frantz.⁸ Assim, as grandezas cefalométricas mais sensíveis à correção da ampliação da imagem eram também aquelas com maiores validades de diagnóstico, quando corrigidas. O estudo de Janson & Martins³⁰ mostra que as maiores alterações devido ao crescimento ocorreram com as grandezas Co-A, Co-Gn e ENA-Me, assim como as maiores variações na comparação entre as diferenças sexuais.

Na análise de intervalo de confiança apresentada na Tabela 9, para as grandezas Co-A, Co-Gn e ENA-Me, observou-se que os conjuntos não se sobrepuseram na comparação entre os tratamentos 2 e 3, mostrando que a correção da ampliação trouxe valores muito diferentes daqueles considerados dentro da variação da medida. Isso também demonstrou que os tratamentos 2 e 3 trouxeram médias diferentes para essas três grandezas. Battagel⁶ afirmou que avaliar os limites de confiança obtidos do erro padrão dos dados não era um bom método para se avaliar a precisão de uma medida. Ainda assim, a avaliação dos limites de confiança é o método correto para se estudar a intersecção de grupos.

Estudos que utilizaram a análise cefalométrica de McNamara

Janson & Martins³⁰ compararam os resultados da análise cefalométrica de McNamara aplicada à sua amostra com aqueles de amostras norte-americanas, e observaram que o padrão esquelético da amostra brasileira não mostrou diferença significativa e o padrão dentário mostrou-se ligeiramente protruído. Essa comparação deveria ser feita com cautela, visto que esse trabalho³⁰ não citou qualquer tratamento para a ampliação da imagem, e não se sabia se os graus de ampliação dos sistemas radiográficos utilizados nas três amostras eram iguais. No estudo Bolton, o grau de ampliação variou de 5,20% a 5,90%, e não foi corrigido.

Os valores nominais das grandezas cefalométricas apresentados por Cuoghi et al.²⁰ (assim como os valores dos incrementos dessas grandezas nos períodos estudados) carregavam erro sistemático relacionado à ampliação da imagem, pois esse não foi corrigido.

Esses trabalhos^{20,30} foram elaborados em épocas em que a grande preocupação não era o problema de ampliação da imagem, além de haver limitações tecnológicas para que essa correção pudesse ser feita.

Sistemas computadorizados de cefalometria

No desenvolvimento do programa CRCProj foram observadas as experiências descritas por outros pesquisadores.^{9,11,58} O sistema CRCProj

apresenta características comuns a algumas descritas nesses trabalhos: o processamento e o armazenamento dos dados são feitos por codificação dos pontos cefalométricos em coordenadas retangulares; os cálculos das grandezas cefalométricas são efetuados a partir de comandos executados pelo operador; o sistema opera de forma semelhante à cefalometria convencional, com as mesmas análises e os mesmos procedimentos de mensuração; a saída de resultados é feita na forma de relatórios que podem ser usados em pesquisas; o sistema permite a correção de certos dados do paciente, mas não permite qualquer adulteração do registro de pontos cefalométricos.

Outras características serão implementadas, numa próxima etapa: visualização gráfica do traçado e de pontos cefalométricos; sobreposição de traçados em diferentes fases; e análise vetorial de alterações em fases diferentes.

Baumrind & Miller⁹ descreveram uma característica que pode trazer erros: inserção de pontos em um cefalograma previamente digitado, sem a necessidade de repetição da digitação desses pontos já digitados. Esse procedimento só é possível com a utilização de pontos fiduciais,⁴⁰ e isso acarreta no aumento de variáveis e, portanto, no aumento de erro, mesmo que de forma desprezível.

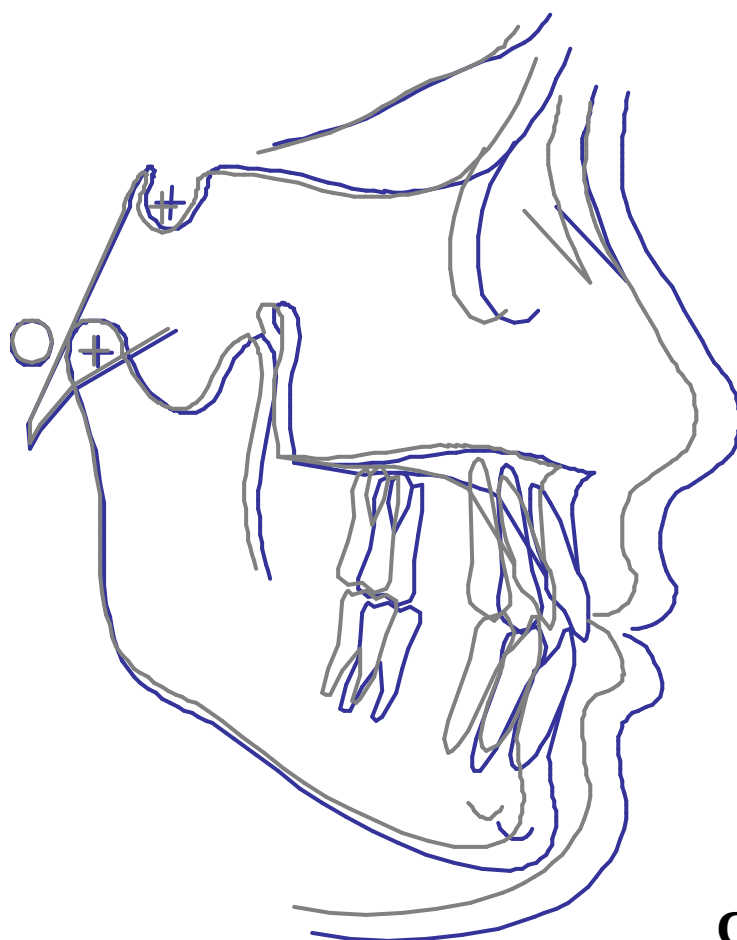
Na padronização do uso de coordenadas retangulares e no cálculo das grandezas cefalométricas, os sistemas computadorizados de análise cefalométrica utilizam-se dos mesmos conhecimentos de geometria analítica vetorial descritas em alguns trabalhos.^{12,22,32} Quando o mecanismo de inserção de

dados no sistema é confiável, as coordenadas são representativas da imagem radiográfica, e os resultados gerados são precisos. A precisão nos dados está diretamente relacionada à qualidade dos dados.

Apesar da grande utilização de sistemas computadorizados nas pesquisas para se obter dados das análises cefalométricas,^{5,7,8,16,19,20,41,47,57} foram poucos os trabalhos que deram importância aos problemas relacionados aos erros de projeção, e puderam usufruir de todos os benefícios que o método computadorizado podia oferecer.

A grande vantagem no uso de sistemas cefalométricos computadorizados é a habilidade de se poder repetir o procedimento de mensuração com o mínimo de dificuldade, além de que os mesmos podem ser projetados para autoverificação, isto é, mecanismos podem ser inseridos para prevenir possíveis erros de uso dos mesmos. O programa CRCProj apresentou dois mecanismos inéditos em outros sistemas: a capacidade de calibração do equipamento de inserção de dados, e um sistema de leitura de coordenadas que passa por um procedimento de validação – para cada ponto inserido são feitas 10 leituras de um mesmo ponto e essa inserção só é validada se, pelo menos, 8 leituras forem idênticas entre si.

Esse trabalho é uma introdução aos estudos sobre os efeitos dos erros de projeção sobre o método cefalométrico. Mais estudos devem ser conduzidos para que os métodos apresentados possam ser comprovados e para que tenham utilidade no refinamento dos dados de diagnóstico.



Conclusão

Conclusão

Face aos resultados desse trabalho pode-se afirmar que:

- As grandezas cefalométricas angulares não sofreram influência da correção da ampliação da imagem.
- As grandezas cefalométricas lineares foram influenciadas pela ampliação da imagem exatamente na mesma proporção do grau de ampliação característico do aparelho radiográfico.
- A escolha do tratamento para os pontos bilaterais de estruturas pares simétricas deveria ser feita com muito cuidado, pois cada tratamento traz resultados diferentes.

Este trabalho mostrou que a influência dos erros de projeção foi significativa sobre os dados das análises cefalométricas estudadas, a saber:

1. As grandezas cefalométricas angulares obtidas a partir de pontos localizados no plano sagital mediano do paciente não foram modificadas pela correção da ampliação da imagem radiográfica.
2. As grandezas cefalométricas lineares obtidas a partir de pontos localizados no plano sagital mediano mostraram-se diferentes quando aplicada a correção da ampliação.
3. As grandezas cefalométricas angulares formadas por algum ponto não-pertencente ao plano sagital mediano não mostraram diferenças claras entre a utilização do ponto cefalométrico em estrutura de menor grau de

ampliação e a do ponto médio para representar estruturas pares bilaterais simétricas, indicando necessidade de pesquisas mais detalhadas sobre o assunto.

4. As grandezas cefalométricas lineares formadas por algum ponto não-pertencente ao plano sagital mediano apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre a utilização do ponto mais próximo do filme e a do ponto médio como representante de pontos bilaterais de estruturas pares simétricas.
5. A correção da ampliação não causou alterações nos resultados das grandezas cefalométricas angulares, quando se utilizou o ponto médio como representante de pontos bilaterais de estruturas pares simétricas.
6. As grandezas cefalométricas lineares determinadas por pontos pertencentes ao plano sagital mediano e pontos bilaterais em estruturas pares simétricas representados pelo ponto médio apresentaram-se diferentes quando aplicada a correção da ampliação.
7. Houve relação entre os valores encontrados sem correção e com correção da ampliação. Para grandezas angulares, os valores encontrados foram exatamente os mesmos. Para grandezas lineares, os valores encontrados para o tratamento sem correção foram sistematicamente 10% maiores que os valores encontrados no tratamento com correção. Esse fator é exatamente igual ao grau de ampliação específico do aparelho radiográfico, usado na correção das coordenadas.

8. O trabalho mostrou haver diferença em se utilizar o ponto cefalométrico da estrutura com menor grau de ampliação (e, portanto, mais próxima do filme) e utilizar a estimativa do ponto médio entre as estruturas pares bilaterais simétricas.

Quando se utiliza pontos bilaterais de estruturas pares simétricas, é recomendável considerar a estimativa do ponto médio entre essas estruturas, visto que seu grau de ampliação é muito próximo do grau de ampliação das estruturas contidas no plano sagital mediano do paciente, e esse tem posição conhecida no sistema cefalométrico radiológico.

Referências bibliográficas

Referências bibliográficas*

1. AHLQVIST, J., ELIASSON, S., WELANDER, U. The cephalographic projection. Part II. Principles of image distortion in cephalography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v.12, p.101-8, 1983.
2. AHLQVIST, J., ELIASSON, S., WELANDER, U. The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur. J. Orthod.*, v.8, p.141-8, 1986.
3. AHLQVIST, J., ELIASSON, S., WELANDER, U. The effect of projection errors on angular measurements in cephalometry. *Eur. J. Orthod.*, v.10, p.353-61, 1988.
4. ASBELL, M. B. A brief history of Orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.98, p.206-13, 1990.
5. BATHIA, S. N., LEIGHTON, B. C. *A manual of facial growth*. Oxford: Oxford University Press, 1993. 543p.
6. BATTAGEL, J. M. A comparative assessment of cephalometric errors. *Eur. J. Orthod.*, v.15, p.305-14, 1993.
7. BAUMRIND, S., FRANTZ, R. C. The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am. J. Orthod.*, v.60, p.111-27, 1971.

* UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA. Coordenadoria Geral de Bibliotecas, Editora UNESP. *Normas para publicações da UNESP*. São Paulo: Editora UNESP, 1994. 4v., v.2. Referências bibliográficas.

8. BAUMRIND, S., FRANTZ, R. C. The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am. J. Orthod.*, v.60, p.505-17, 1971.
9. BAUMRIND, S., MILLER, D. M. Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. *Am. J. Orthod.*, v.78, p.41-65, 1980.
10. BERQUÓ, E. S., SOUZA, J. M. P., GOTLIEB, S. L. D. Comparação entre as médias de duas populações. In:____. *Bioestatística*. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária, 1980. cap.13, p.222-36.
11. BIRNIE, D. J. On-line digitizing: a basic system. *Br. J. Orthod.*, v.7, p.81-7, 1980.
12. BIRNIE, D. J. On-line digitizing: useful mathematical techniques. *Br. J. Orthod.*, v. 10, p.78-89, 1983.
13. BJÖRK, A., SOLOW, B. Measurement on radiographs. *J. Dent. Res.*, v.41, p.672-83, 1962.
14. BROADBENT, B. H. A new X-ray technique and its application to Orthodontia. *Angle Orthod.*, v.1, p.45-66, 1931.
15. BROADBENT SR., B. H., BROADBENT JR., B. H., GOLDEN, W. H. *Bolton standards of dentofacial development growth*. St. Louis: C. V. Mosby Company, 1975. 166p.
16. BROCH, J., SLAGSVOLD, O., RØSLER, M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Eur. J. Orthod.*, v.3, n.1, p.9-13, 1981.

17. BRODIE, A. G. Cephalometric roentgenology: history, technics and uses. *J. Oral Surg.*, v.7, p.185-98, 1949.
18. CARLSSON, G. E. Error in X-ray cephalometry. A method study and a longitudinal investigation of the facial skeleton on series with and without natural teeth over a 5-year period. *Odontol. Tidskr.*, v.75, p.99-129, 1967.
19. COHEN, A. M. Uncertainty in cephalometrics. *Br. J. Orthod.*, v.11, p.44-8, 1984.
20. CUOGHI, O. A., PINZAN, A., FREITAS, M. R., JANSON, G. R. P. Avaliação cefalométrica do tratamento e dez anos após, utilizando as medidas da análise de McNamara Jr. Co-A, Co-Gn, Dif.MM e AFAI, em pacientes do sexo feminino tratadas ortodonticamente com extração de quatro pré-molares – Estudo longitudinal. *Ortodontia*, v.25, n.3, p.19-32, 1992.
21. DONOHUE, D. P. Distortion. In: _____. *An analysis of radiographic quality*. 2.ed. Gaithersburg: Aspen, 1984. cap.3, p.47-65.
22. ELIASSON, S., WELANDER, U., AHLQVIST, J. The cephalographic projection. Part I. General considerations. *Dentomaxillofac. Radiol.*, v.11, p.117-22, 1982.
23. ERIKSEN, E., SOLOW, B. Linearity of cephalometric digitizers. *Eur. J. Orthod.*, v.13, p.337-42, 1991.
24. FRANKLIN, J. B. Certain factor of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry. *Am. J. Orthod.*, v.38, p.351-68, 1952.

25. GRABER, T. M. Implementation of the roentgenographic cephalometric technique. *Am. J. Orthod.*, v.44, p.906-32, 1958.
26. GRAVELY, J. F., MURRAY BENZIES, P. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br. J. Orthod.*, v.1, p.95-101, 1974.
27. HOUSTON, W. J. B. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am. J. Orthod.*, v.83, p.382-90, 1983.
28. HOUSTON, W. J. B., MAHER, R. E., McELROY, D., SHERIFF, M. Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur. J. Orthod.*, v.8, p.149-51, 1986.
29. JAMISON, P. L., WARD, R. E. Brief communication: measurement size, precision, and reliability in craniofacial anthropometry: bigger is better. *Am. J. Phys. Anthropol.*, v.90, p.495-500, 1993.
30. JANSON, G. R. P., MARTINS, D. R. Estudo longitudinal e comparativo do crescimento facial – dos 13 aos 18 anos de idade – em jovens brasileiros leucodermas, utilizando a análise cefalométrica de McNamara Jr. *Ortodontia*, v.25, n.3, p.4-18, 1992.
31. KEATS, T. E. Geometric distortion of the Roentgen image and its correction. In:____. *Atlas of roentgenographic measurement*. 6.ed. St. Louis: Mosby Year Book, 1990. cap.1, p.1-6.
32. KONCHAK, P. A., KOEHLER, J. A. A Pascal computer program for digitizing lateral cephalometric radiographs. *Am. J. Orthod.*, v.87, p.197-200, 1985.

33. KROGMAN, W. M. Validation of the roentgenographic cephalometric technique. *Am. J. Orthod.*, v.44, p.933-9, 1958.
34. KROGSTAD, O., KVAM, E. Geometric errors in measurements on X-ray films. A methodologic study on lateral model exposures. *Acta Odontol. Scand.*, v.29, p.185-96, 1971.
35. KVAM, E., KROGSTAD, O. Variability in tracings of lateral head plates for diagnostic orthodontic purposes. A methodologic study. *Acta Odontol. Scand.*, v.27, p.359-69, 1969.
36. KVAM, E., KROGSTAD, O. Correspondence of cephalometric values. A methodologic study using duplicate films of lateral head plates. *Angle Orthod.*, v.42, p.123-8, 1972.
37. McNAMARA JR., J. A. A method of cephalometric evaluation. *Am. J. Orthod.*, v.86, p.449-69, 1984.
38. McNAMARA JR., J. A. Um método de avaliação cefalométrica. *Ortodontia*, v.23, p.79-92, 1990.
39. McWILLIAM, J. S. Evaluation and calibration of X-Y-coordinatographs used in cephalometric analysis. *Scand. J. Dent. Res.*, v.88, p.496-504, 1980.
40. McWILLIAM, J. S. Orientation of orthogonal coordinate systems used for registration of cephalometric landmarks. *Scand. J. Dent. Res.*, v.90, p.145-50, 1982.

41. MARTINS, D. R., JANSON, G. R. P., ALMEIDA, R. R., PINZAN, A., HENRIQUES, J. F. C., FREITAS, M. R. *Atlas de crescimento craniofacial*. São Paulo: Santos Livraria Editora, 1998. 280p.
42. MARTINS, J. C. R., SAKIMA, T., UETANABARO, T., SANTOS PINTO, A., GANDINI JR., L. G., RAVELLI, D. B. *Iniciação à cefalometria radiológica*. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara / Departamento de Clínica Infantil, 1992. 95p. (Apostila).
43. MARTINS, L. P. *Erro de reprodutibilidade das medidas das análises cefalométricas de Steiner e de Ricketts pelos métodos convencional e computadorizado*. Araraquara, 1993. 121p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
44. PAE, E.-K. Cephalometry needs innovation, not renovation. *Angle Orthod.*, v.67, p.395-6, 1997.
45. PANCHERZ, H. The nasion-sella reference line in cephalometry: a methodologic study. *Am. J. Orthod.*, v.86, p.427-34, 1984.
46. RING, M. E. *História ilustrada da Odontologia*. São Paulo: Ed. Manole, 1998. 319p.
47. SANDLER, P. J. Effect of patient repositioning on cephalometric measurements. *Br. J. Orthod.*, v.15, n.1, p.17-21, 1988.
48. SAVARA, B. S. The role of computers in dentofacial research and the development of diagnostic aids. *Am. J. Orthod.*, v.61, p.231-45, 1972.
49. SLAGSVOLD, O., PEDERSEN, K. Gonial angle distortion in lateral head films: a methodologic study. *Am. J. Orthod.*, v.71, p.554-64, 1977.

50. SPOLYAR, J. L. Head positioning error in cephalometric radiography – an implant study. *Angle Orthod.*, v.57, p.77-88, 1987.
51. STEINER, C. C. Cephalometrics for you and me. *Am. J. Orthod.*, v.39, p.729-55, 1953.
52. THUROW, R. C. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthod.*, v.21, p.104-16, 1951.
53. THUROW, R. C. Cephalometric radiography. In: _____. *Atlas of orthodontic principles*. Saint Louis: C. V. Mosby Company, 1970. cap.3, p.10-89.
54. TNG, T. T. H., CHAN, T. C. K., COOKE, M. S., HÄGG, U. Effect of head posture on cephalometric sagittal angular measures. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, v.104, p.337-41, 1993.
55. TOURNE, L. P. M. Accuracy of a commercially available digitizer: a new method for assessment of errors in linearity. *Angle Orthod.*, v.66, p.433-40, 1996.
56. TSAO, D. H., KAZANOGLU, A., McCASLAND, J. P. Measurability of radiographic images. *Am. J. Orthod.*, v.84, p.212-6, 1983.
57. VINCENT, A.-M., WEST, V. C. Cephalometric landmark identification error. *Aust. Orthod. J.*, v.10, p.98-104, 1987.
58. WALKER, G. F. A new approach to the analysis of craniofacial morphology and growth. *Am. J. Orthod.*, v.61, p.221-30, 1972.

59. WHITE, S. C., PHAROAH, M. J. Projection geometry. In:____. *Oral Radiology. Principles and Interpretation*. 4.ed. St. Louis: Mosby, 2000. cap.5, p.83-90.
60. WISTH, P. J., BÖE, O. E. The reliability of cephalometric soft tissue measurements. *Arch. Oral Biol.*, v.20, p.595-9, 1975.

Apêndices

Apêndice B – Instruções de uso do programa CRCProj

O programa de computador **CRCProj** foi desenvolvido como uma ferramenta para análise cefalométrica, que alia o uso da telerradiografia cefalométrica como material de diagnóstico, e o uso de computação eletrônica e um instrumento de precisão (a mesa digitalizadora) para sistematizar a mensuração de ângulos e distâncias. Seu nome é derivado das iniciais de Cefalometria **R**adiográfica **C**omputadorizada com correção do erro de **P**rojeção.

Essa sistematização proposta pela cefalometria computadorizada tem o intuito de facilitar a obtenção de resultados das análises cefalométricas e diminuir a incidência de erros, principalmente por possibilitar a replicação dos procedimentos envolvidos.

O programa tem como principal qualidade permitir a análise dos resultados considerando-se o efeito da ampliação da imagem radiográfica causada por erro de projeção. Esse erro de projeção é inerente à técnica radiográfica e causa um aumento sistemático da imagem radiográfica produzida, trazendo erros de interpretação do material de diagnóstico. O grau de ampliação da imagem é característico de cada aparelho radiográfico, e isso é relevado no programa.

Características principais do programa

O CRCProj tem como principais características as seguintes:

- o programa permite a utilização de mesas digitalizadoras de várias marcas e modelos, podendo estar conectadas a qualquer porta serial (interface de comunicação específica desse tipo de equipamento, comumente utilizada por apontadores tipo “mouse”) em funcionamento do computador; mesas digitalizadoras configuradas para uso por outros programas de cefalometria computadorizada podem ser facilmente utilizadas pelo CRCProj, desde que estejam na lista de marcas e modelos suportados;
- o programa prevê a necessidade de calibração do instrumento de entrada de dados, no caso, a mesa digitalizadora;
- o programa calcula a quantidade de ampliação da imagem radiográfica dada pelo aparelho radiográfico, a partir de certas características físicas do aparelho;
- o programa emite relatórios compatíveis com a utilização em outros programas, principalmente programas estatísticos e planilhas de cálculo;
- nessa primeira etapa, o programa está limitado a dar resultados simplificados das análises cefalométricas de Steiner e McNamara; há previsão para implementação de outras análises, principalmente UNESP, Downs, Tweed, Jarabak, COGS, Ricketts, e análises vetoriais de pontos cefalométricos (posições de cada ponto cefalométrico dadas por suas coordenadas x e y).
- o programa CRCProj apresenta uma característica exclusiva para se evitar erros de digitação por problemas da mesa digitalizadora: quando se faz a leitura de um ponto cefalométrico, a mesa digitalizadora emite, na

realidade, dez relatórios, que são comparados entre si. Se não houver, no mínimo, oito relatórios idênticos, essa leitura é considerada inválida e é descartada; o programa continua esperando pela leitura daquele ponto. Quando a leitura é aceita o computador emite um sinal sonoro de confirmação. Além disso, o programa mostra continuamente a leitura de coordenadas para a posição do cursor, e das leituras feitas para os pontos cefalométricos digitados anteriormente. Em casos de dúvida a respeito de algum ponto previamente digitado, basta posicionar o cursor sobre o ponto cefalométrico em questão e verificar a coincidência das leituras.

Requisitos do sistema

O programa foi desenvolvido na linguagem BORLAND DELPHI FOR WINDOWS (Inprise Corporation – CA, E.U.A.), versão 5, para o ambiente MICROSOFT WINDOWS 95 (Microsoft Corporation – Redmond, WA E.U.A.). O requisito necessário para ocorrer o funcionamento do programa é um computador pessoal com as características necessárias para se utilizar o MICROSOFT WINDOWS 95, além de uma porta serial em funcionamento para a conexão da mesa digitalizadora, e obviamente, uma mesa digitalizadora.

Restrições

O programa CRCProj tem problemas de conflitos quando se utiliza alguma outra porta serial (por exemplo, em computadores conectados à Internet via placa de modem), e quando outros programas utilizam a saída de som (por exemplo, quando se está tocando música a partir de arquivos de som, como .WAV e .MP3).

Instalação

A instalação do programa pode ser feita por meio de dois arquivos compactados, contidos no disco de instalação: CRCmínimo.EXE ou CRCpesquisa.EXE. O arquivo CRCmínimo.EXE contém os arquivos necessários para se utilizar o programa CRCProj, partindo de uma instalação inicial. O arquivo CRCpesquisa.EXE contém os arquivos da instalação mínima e aqueles utilizados durante a pesquisa, tais como arquivos de configuração da mesa digitalizadora (MesaCfg.SAK), de calibração da mesa digitalizadora (MesaCal.SAK), de seleção do aparelho radiográfico (ApRadio.SAK), além daqueles de configuração de outros aparelhos radiográficos (arquivos no formato .CRX). Também, contém uma pasta denominada “Amostra” onde estão armazenados os arquivos de dados dos pacientes (formato .CRC), de relatório de resultados (formato .DAT), e arquivos de planilhas de cálculo do programa MICROSOFT EXCEL (formato .XLS).

A instalação mínima do programa CRCProj compreende três arquivos, que são:

- CRCProj.EXE: arquivo principal contendo os módulos de comunicação, entrada e saída de dados;
- digite.WAV: arquivo de som contendo o som de confirmação para um ponto digitado na mesa digitalizadora; esse arquivo pode ser substituído por qualquer outro no formato WAV, desde que com o mesmo nome.
- Atalho para CRCProj.EXE: arquivo de atalho, que, quando copiado para área de trabalho ou para o menu Iniciar, serve para chamar o programa CRCProj.

Se houver dificuldade para identificar esses arquivos por não poder visualizar suas extensões (.EXE, .WAV, .CRC, .CRX, .SAK, .DAT, .XLS, etc.), altere a configuração do Windows: vá até a opção Exibir + Opções de pasta + Ocultar extensões para os tipos de arquivos conhecidos, e remova a marca de seleção.

Menu principal

O programa tem em sua tela principal as seguintes opções e suas ramificações:

1. **Arquivo:** comandos relacionados à manipulação de arquivos em disco e inserção de dados de traçados nesses arquivos.

- 1.1. **Novo arquivo de paciente:** cria um arquivo de paciente e torna-o disponível para leitura; nesse processo são necessários entrar o nome do paciente, a data de nascimento, sexo, e raça; o arquivo é criado no formato .CRC.
- 1.2. **Abrir:** torna um arquivo de paciente disponível, tanto para a entrada como para a leitura de digitações.
- 1.3. **Fechar:** fecha os arquivo do paciente em uso.
- 1.4. **Digitação do traçado:** comando para a entrada de dados e coordenadas da radiografia. Deve-se primeiramente escolher (e abrir) um arquivo de paciente; os seguintes dados são necessários: fase do tratamento (escolha “Pesquisa” para uso nessa pesquisa); protocolo de digitação dos pontos no esqueleto (escolha “Pesquisa (Paulo Sakima)” para uso nessa pesquisa); protocolo de digitação dos pontos no perfil (escolha “Nenhum” para uso nessa pesquisa); data da radiografia; e, distância filme-objeto, quando aplicável. Ao se clicar no botão Digitação, o processo de entrada de dados via mesa digitalizadora se inicia, e tudo estiver corretamente configurado.
- 1.5. **Ler traçado:** comando de leitura de traçados previamente digitados e arquivados.
- 1.6. **Sair:** saída do programa CRCProj.
2. **Editar:** comandos relacionados a modificar algum arquivo armazenado em disco ou para exportação simples de dados no formato texto.

- 2.1. **Modificar dados do paciente:** comando que permite corrigir os dados do paciente, como nome, data de nascimento, sexo, e raça.
- 2.2. **Apagar digitação:** comando para eliminar uma digitação previamente feita no programa.
- 2.3. **Copiar:** comando para exportar textos simples após seleção com o mouse.
3. **Análises:** comandos para o exame de resultados das análises cefalométricas, em saída na tela do vídeo.
 - 3.1. **Steiner:** análise simplificada de Steiner.
 - 3.2. **McNamara:** análise simplificada de McNamara.
4. **Relatórios:** comandos para a exportação de exames de resultados das análises cefalométricas.
 - 4.1. **Incluir paciente em pesquisa (Paulo):** comando de criação de relatórios contendo os resultados das análises cefalométricas, utilizados nessa pesquisa; esses relatórios podem ser utilizados por outros programas, principalmente programas para cálculos estatísticos, e planilhas de cálculo.
 - 4.2. **Incluir paciente em pesquisa (Hélio):** comando de criação de relatórios contendo os resultados das análises cefalométricas utilizadas em outra pesquisa; esses relatórios podem ser utilizados por outros programas, principalmente programas para cálculos estatísticos, e planilhas de cálculo.

5. **Equipamento:** comandos para configuração, calibração e teste da mesa digitalizadora.
- 5.1. **Testar calibração:** comando de teste da calibração da mesa digitalizadora; esse comando exige que a mesa esteja previamente configurada e calibrada.
- 5.2. **Configurar mesa:** comando de configuração da mesa digitalizadora.
- 5.3. **Calibrar mesa:** comando de calibração da mesa digitalizadora; para executar esse procedimento, a mesa precisa estar configurada, e há necessidade de uso do ***Gabarito de calibração da mesa digitalizadora***. Esse gabarito se encontra no final dessa seção.
6. **Projeção:** comandos responsáveis pelo cálculo do erro de projeção de cada aparelho radiográfico.
- 6.1. **Escolher aparelho radiográfico:** comando para a seleção do aparelho radiográfico em uso; o aparelho radiográfico deve ter seus dados previamente armazenados em disco, no formato .CRX; esse arquivo é criado na opção Configurar parâmetros do aparelho radiográfico.
- 6.2. **Simular cálculo de coeficientes:** comando para cálculo do grau de ampliação de um aparelho radiográfico e seu respectivo coeficiente de correção; serve apenas para ilustrar o cálculo desses valores a partir das distâncias foco-objeto e filme-objeto.
- 6.3. **Configurar parâmetros do aparelho radiográfico:** comando de entrada de dados de configuração de um aparelho radiográfico; a configuração é armazenada como um arquivo no formato .CRX.

6.4. Modificar dados do aparelho: comando para alteração dos dados de configuração de um aparelho radiográfico, contidos em arquivo .CRX.

7. Informações: comandos responsáveis por exibir informações adicionais a respeito do programa.

7.1. Sobre o programa: comando que apresenta a tela de abertura contendo informações sobre o programa e sua versão.

Primeiro uso

Logo após a instalação, alguns passos devem ser seguidos para que o programa esteja em pleno funcionamento:

1. Configuração da mesa: vá até a opção Equipamento + Configurar mesa.
2. Escolha a marca e o modelo da mesa; uma lista de opções padrão será selecionada; altere as propriedades que forem necessárias; observe a porta serial à qual a mesa digitalizadora está conectada.
3. Vá até a opção Validação, e selecione o botão Conecte! Se a conexão ocorrer com sucesso, os valores da abscissa, ordenada e botão estarão respondendo às mudanças de posições do cursor sobre a área útil da mesa digitalizadora.
4. Se tudo estiver correto, selecione Aceite!, e os dados sobre a mesa digitalizadora serão armazenados em disco. A configuração da mesa está terminada.
5. Calibração da mesa: vá até a opção Equipamento + Calibrar mesa.

6. Posicione o *Gabarito de calibração da mesa digitalizadora* sobre a área útil da mesa digitalizadora de forma a deixá-lo o mais alinhado às bordas da mesa.
7. Digite cada ponto como é pedido pelo programa CRCProj, e selecione o botão confirme! para cada digitação correta.
8. Assim que terminada a digitação, digite o valor dado para cada segmento de reta, no espaço reservado onde se lê lado do quadrado.
9. Selecione o botão Calcule, para se determinar os valores de calibração da mesa digitalizadora.
10. Se tudo estiver correto, selecione o botão Aceite! O procedimento de calibração está executado.
11. Para inserir dados sobre um aparelho radiográfico, vá até a opção Projeção + Configurar parâmetros do aparelho radiográfico.
12. Preencha os dados a respeito do aparelho radiográfico.
13. Ao se preencher os dados das distâncias foco-objeto e filme-objeto, selecione o botão Calcule para se determinar as constantes de correção da ampliação da imagem radiográfica.
14. Se tudo estiver correto, selecione o botão ACEITE!
15. Se todos os passos acima forem seguidos rigorosamente, o programa estará pronto para uso.

Metodologia aplicada

O programa é um conjunto de rotinas responsáveis pela captação de dados passados via mesa digitalizadora, na forma de coordenadas cartesianas (ou retangulares), a aplicação de fórmulas matemáticas responsáveis pelos cálculos das grandezas cefalométricas, e emissão de algum tipo de informação compreensível ao usuário.

As mesas digitalizadoras, de cada marca e modelo, possuem linguagem própria de comunicação, e seus dados são enviados pela porta serial para serem interpretados pelo programa. A leitura dos dados captados pela mesa é denominada relatório. Por meio dessa linguagem, o programa pode controlar a mesa no que concerne a velocidade de emissão desses relatórios, a forma de emissão (contínuo; contínuo quando se aperta algum botão; ou, um único relatório por botão apertado), a resolução do equipamento (em número de pontos por milímetro ou pontos por polegada), e a configuração da porta serial para que essa comunicação se torne possível.

Apesar de se poder ajustar a resolução da mesa digitalizadora, não é possível garantir que a mesma esteja calibrada, isto é, que os resultados por ela apresentados sejam compatíveis com as medidas físicas reais do objeto. Assim, há necessidade de calibração da mesa digitalizadora, procedimento no qual são registrados dois segmentos de reta de comprimentos conhecidos, e formando um ângulo reto, para se ter a real relação entre as unidades utilizadas pelo

equipamento e as unidades físicas de comprimento conhecidas, em cada um de seus eixos de coordenadas.

Resumo

SAKIMA, P. R. T. *Efeitos dos erros de projeção sobre as grandezas*

cefalométricas das análises de Steiner e McNamara. Araraquara, 2001. 138p.

Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia,

Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Desde o desenvolvimento do método cefalométrico radiológico por Broadbent, em 1931, estuda-se meios para se minimizar os efeitos de seus erros. Os erros de projeção foram descritos desde os primeiros trabalhos em cefalometria, porém seu conhecimento não é completo. Assim, o objetivo desse trabalho foi analisar os efeitos dos erros de projeção sobre os dados das análises cefalométricas de Steiner e de McNamara. Para isso, estudou-se uma amostra de vinte telerradiografias em norma lateral tomadas de pacientes sem problemas marcantes de simetria, e feitas em aparelhos radiográficos com especificações idênticas. Aplicou-se um tratamento de correção da ampliação da imagem radiográfica e outro para estimar as posições dos pontos médios de estruturas pares bilaterais e simétricas, e comparou-se esses valores com aqueles obtidos de forma convencional (sem correção dos erros de projeção). Nessas comparações utilizou-se teste t de “Student” para amostras correlatas. Observou-se que as grandezas cefalométricas angulares não sofreram influência da correção da ampliação da imagem; as grandezas lineares sofreram aumento na mesma proporção do grau de ampliação da imagem radiográfica; e os diferentes tratamentos dados a pontos bilaterais trouxeram resultados diferentes. Concluiu-se que a influência dos erros de projeção sobre as grandezas cefalométricas foi significativa.

Palavras-chave: Cefalometria; Computação matemática; Radiologia – Erros de projeção; Informática

Abstract

SAKIMA, P. R. T. *Efeitos dos erros de projeção sobre as grandezas*

cefalométricas das análises de Steiner e McNamara. Araraquara, 2001. 138p.

Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia,

Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

Since Broadbent introduced cephalometric radiology method, in 1931, means are studied for minimizing its errors and effects. Projection errors are discussed since the first studies in cephalometry, but their consequences are not thoroughly understood. The object of this research work is to analyze projection errors effects on linear and angular measurements from Steiner and McNamara cephalograms. A sample of twenty lateral radiographs from patients with no symmetry problem was studied; each radiograph was taken on radiographic systems with identical specifications. Two treatments were analyzed: one for magnification correction and other to minimize distortion effects on symmetric anatomical structures. These treatments brought values that were compared to those obtained in a conventional way (with no correction for projection errors). These statistical comparisons were performed by Student's "t" test for paired samples. The following observations were found: angular measurements were not influenced by magnification correction; linear measurements were increased in the same proportion as the magnification factor for that radiographic system; and, results were influenced by the way bilateral points were handled. This research work conclusion was that changes from the correction of projection errors were significant.

Keywords: Cephalometry; Mathematical computing; Radiology – Projection errors; Software