

AVALIAÇÃO DE UM PROGRAMA DE TRAÇADO CEFALOMÉTRICO

MARIA HELENA FERREIRA VASCONCELOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia, área de Ortodontia.

BAURU

2000

AVALIAÇÃO DE UM PROGRAMA DE TRAÇADO CEFALOMÉTRICO

MARIA HELENA FERREIRA VASCONCELOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutora em Odontologia, área de Ortodontia.

(Edição Revisada)

Orientador: **Prof. Dr. Guilherme Janson**

BAURU

2000

Vasconcelos, Maria Helena Ferreira

V441a Avaliação de dois programas de traçado cefalométrico / Maria Helena Ferreira Vasconcelos. - - Bauru, 2000.

178p. mais apêndices e glossário: il.; 30 cm

Tese. (Doutorado) - - Faculdade de Odontologia de Bauru. USP.

Orientador: Prof. Dr. Guilherme Janson

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e/ou meios eletrônicos.

Assinatura do autor (a):

Data:

DADOS CURRICULARES

MARIA HELENA FERREIRA VASCONCELOS

30 de novembro de 1962 Araguari - MG	Nascimento
1981-1984	Curso de Graduação em Odontologia, pela Universidade Federal de Uberlândia, MG.
1987	Especialização em Radiologia, pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.
1889-1991	Especialização em Ortodontia, pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.
1995-1996	Curso de Mestrado em Patologia Bucal, pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.
1997-2000	Curso de Doutorado em Ortodontia, pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP.
Associações	Sociedade Paulista de Ortodontia Grupo Brasileiro do "Straight Wire"

“...E TUDO O QUE FIZERDES, SEJA EM PALAVRA, SEJA EM AÇÃO, FAZEI-O EM NOME DO SENHOR JESUS, DANDO POR ELE GRAÇAS A DEUS PAI.”

Colossenses, 3,17

Agradeço a Deus, ser supremo de esperança, refúgio e fortaleza, pelo presente da vida; e pela certeza de nela estar me conduzindo em todos os momentos bons e ruins, fazendo sentir-me sempre forte e confiante.

Com muito carinho, respeito e admiração,

dedico este trabalho, símbolo de mais uma das minhas grandes conquistas, àquele em quem orgulhosamente me espelho,

meu querido mestre e amigo,

PROF. DR. RENATO RODRIGUES DE ALMEIDA

Agradecendo-lhe pela minha formação profissional na Ortodontia, pelo aprendizado diário com um dos mais ilustres e reconhecidos profissionais da área, e pelo convívio tão próximo com um ser humano digno, cuja vida é inspirada no amor e guiada pela sabedoria. Este seu modo tão particular de conduzir a vida, permitiu-me refletir sobre o verdadeiro significado da imortalidade: o bem que cada um pode fazer aos outros. O seu papel coesivo e multiplicador neste mundo, acredito, é um dom que lhe foi concedido por Deus, para atuar muitas vezes como um anjo amigo, pois é exatamente neste amigo que muitas vezes eu posso sentir a proteção Dele, orientando-me a vida. Por tudo isto, aos meus olhos, assim como aos de muitos, sua pessoa será sempre inesquecivelmente querida.

Meu profundo afeto, admiração e agradecimento,

Aos meus pais, **RUBENS** e **MARIA DILMA**. Apesar de estarmos fisicamente distantes a maior parte do tempo, posso sentir que o amor que vocês me dedicam é infinitamente grande e incondicional, transpondo qualquer barreira que as circunstâncias tenham nos imposto. Amo muito vocês, e só posso manifestar o meu orgulho em reconhecê-los meus mestres deste vínculo de perfeição.

À Minha irmã **MÁRCIA**. A vida nos fez geneticamente unidas e nossa amizade nos une afetiva e espiritualmente. Você é um presente muito valioso e importante de Deus para mim.

Aos meus sobrinhos **FERNANDA** e **DANIEL**. Amo ver seus belos rostos alegres. Exemplos de puro afeto, vocês inundam minha vida de alegria e carinho, representando a certeza de futuro.

À Vó **ALZIRA** (*in memoriam*). Jamais poderei esquecer seu exemplo de vida, de humildade e amor. Sinto muita saudade do seu carinho e de ouvi-la em seus conselhos...

Ao meu irmão **ROBERTO**. Pela certeza de poder sempre contar com seu apoio, quando eu preciso.

Aos meus preciosos amigos, **ROSÂNGELA, MÁRIO, RAFAELA, CARMEN, CÂNDIDA, NEUSA, HELSIE e IARA**. Pelas muitas vezes que me emprestam seus ombros para eu chorar e me aconchegam; e pelos muitos momentos de alegria e felicidade com os quais preenchem minha vida.

Minha admiração e agradecimento,

Aos professores do departamento de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Drs. Arnaldo Pinzan, Décio Rodrigues Martins, Guilherme dos Reis Pereira Janson, José Fernando Castanha Henriques, Marcos Roberto de Freitas e Renato Rodrigues de Almeida, pela amizade e conhecimentos transmitidos no decorrer do curso;

Em especial aos Professores

Dr. Guilherme Janson

Orientador deste trabalho, exemplo de dedicação à pesquisa e de empenho na realização deste objetivo. Seu apurado senso crítico, a distinção e presteza em receber-me sempre, com minhas dúvidas e necessidades de aprendiz, contribuíram imensamente para a elucidação do sentido das várias etapas deste trabalho, e para a melhoria da minha qualidade de pesquisadora.

Dr. José Fernando Castanha Henriques

Coordenador do curso de Doutorado em Ortodontia, pela oportunidade concedida de concluir o meu curso de pós-graduação, de uma forma lícita e desinteressada, brindando-me também com sua amizade e gentileza.

Meu agradecimento especial

Aos meus colegas e amigos do curso de Doutorado, Acácio Fuziy, Alexandre Moro, Liliana Ávila Maltagliati Brangeli, Marcio Rodrigues de Almeida e Ricardo Takahashi, pelos momentos em que estivemos crescendo juntos profissionalmente, de uma maneira muito agradável;

Aos colegas da turma de Mestrado, Ana Carla, Ana Cláudia, Daniela, Fausto, Karina, Karyna, Paulo, Renata e Roberto, pela amizade, atenção e presteza ao emprestar-me as películas radiográficas dos pacientes sob seus cuidados, as quais compuseram a amostra deste trabalho, especialmente ao Roberto pela ajuda com uma das etapas de estatística;

Aos colegas da turma de Doutorado anterior, Jorge Alegria, Márcia Yuri Kawauchi, Pedro Paulo Gondim, pela amizade; e especialmente ao Eduardo Alvares Dainesi, pelo auxílio direto e prestativo na etapa inicial de realização deste trabalho, quando do aprendizado da utilização do programa Dentofacial Planner;

Aos funcionários da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, Cristiane Cano, Luis Sérgio Vieira, Maria José. Formenti, Teresa Cristina Camaforte, Vera Lúcia Purgato, pela distinção, atenção e amizade dedicados; em especial ao Daniel, que com muito capricho realizou os gráficos, a formatação, as figuras, as folhas de rosto e muitas outras orientações com o microcomputador, inclusive com os programas de traçado cefalométrico deste trabalho;

Aos novos colegas recém-chegados para realizar seu curso de Mestrado em Ortodontia, os quais, apesar do pouco tempo de convívio permitiram-me expandir o coleguismo e a amizade, especialmente Daniele, Maria Fernanda e José Eduardo;

Ao Professor Dr. Guilherme Janson, pela elaboração do ABSTRACT, dispensando-me um pouco mais de seu tempo e conhecimento,

Ao amigo Luís Augusto, pela sua ajuda imprescindível, em muitas etapas deste trabalho, esclarecendo termos técnicos na área da informática, para a minha compreensão e aprendizado, inclusive na elaboração do glossário, com muito carinho e atenção;

Aos amigos José Marta Filho e Sara Nader Marta, pelas horas de atenção e fineza ao receberem-me em sua casa, quando realizaram os testes estatísticos deste trabalho e me orientaram, inclusive pelas muitas vezes que os incomodei ao telefone;

Aos funcionários da pós-graduação, Neide, Giane, Ana, Heloísa e Aurélio, pela cordialidade e atenção; e aos funcionários da biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru, especialmente à Valéria, Maria Helena, Rita, Cibele e Ademir, pelas constantes orientações e pelo zelo nos serviços prestados;

A todos os Professores do curso de Doutorado, pertencentes a outros departamentos, pelos ensinamentos transmitidos; e aos colegas de outros cursos, pela nossa convivência, representados pela amiga Maria do Carmo, doutoranda em Periodontia;

Aos meus colegas de trabalho e amigos muito queridos do CORA, Profs. Drs. Celina Martins Bajo Insabralde, César Neuclair Fassa Garcia, Marcio Rodrigues de Almeida, Renata Rodrigues de Almeida Pedrin e Renato Rodrigues de Almeida e da ORTODIAGNOSIS, Drs. Evandro Borgo, Giovanna Bienn Massucato Borgo e Márcia Ferreira Vasconcelos, pela amizade, distinção, carinho e companheirismo nas muitas horas do dia-a-dia que juntos passamos, e por terem me proporcionado as condições necessárias para que eu conseguisse concluir mais esta tarefa na minha jornada de vida, com isto colaborando no sentido de torná-la significativa profissional e espiritualmente;

Aos amigos Odete Martins Rodrigues de Almeida, Pedro Paulo Brandão de Lima, Sara Nader Marta e Solange Braga Franzolin, também companheiros de trabalho, os quais muito estimo e admiro em suas maneiras de lidarem com as pessoas de uma forma geral, e nas quais me incluo, recebendo seu afeto e atenção;

Aos alunos dos cursos de Atualização em Ortodontia Preventiva e Corretiva do CORA e das turmas de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Lins, muitos dos quais tornaram-se verdadeiros amigos, pelo prestígio e reconhecimento como professora e pela motivação contínua de querer aprender para ensinar-lhes;

Às funcionárias do CORA, Cleonice, Viviane, Regiane, e Éliada; e da ORTODIAGNOSIS, Kelly, Ana Cláudia, Daniela e Rosângela por auxiliarem-me no desempenho profissional diariamente, com muita dedicação e presteza; e à Catarina e Rosa pela dedicação;

Ao Prof. Dr. Orivaldo Tavano, pelos seus ensinamentos em Radiologia, e pela oportunidade de trabalho, que contribuíram e estimularam o meu desempenho atual na área;

À Direção da Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa do Diretor, Prof. Dr. Aymar Pavarini;

À comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, na pessoa do Presidente, Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro;

Ao CNPq, pela concessão da bolsa de estudo;

À RADIOMEMORY, pela atenção e disponibilidade de esclarecimentos quanto à utilização do programa Radiocef 2.0;

Aos muitos pacientes que serviram e continuarão servindo-me de instrumento de aprendizado clínico;

Ao Marcus e Ana Amélia, pela excelência das cópias;

Aos amigos da Igreja, na pessoa do Pastor Jamil, pelo apoio e oportunidade de crescimento espiritual e de louvor a Deus;

Aos Profs. Adílson e Amilton e aos colegas Caio, Daniele, Edamil, Márcia, Maria Fernanda, Paulo, Renato, Valéria, dentre outros, pelas horas agradáveis que juntos estivemos energizando nossas mentes e cuidando da resistência física, no tempo da elaboração deste trabalho;

Enfim, a todas aquelas pessoas que, embora não tenha citado nominalmente, estiveram presentes em minha vida, e que, de alguma forma contribuíram diretamente para o meu crescimento profissional e pessoal....

Muito obrigada!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xiv
LISTA DE TABELAS.....	xv
RESUMO.....	xvi
1 INTRODUÇÃO.....	1
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	6
2.1 Cefalometria radiográfica e análises cefalométricas.....	7
2.2 Cefalometria computadorizada.....	23
2.3 Erro metodológico: reprodutibilidade e confiabilidade na marcação dos pontos e obtenção das medidas cefalométricas.....	52
2.4 Comparações dos métodos de medições cefalométricas e avaliações dos programas de traçado cefalométrico.....	75
3 PROPOSIÇÃO.....	96
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	98
4.1 Material.....	99
4.1.1 Amostra.....	99
4.1.1.1 Caracterização.....	99
4.1.1.2 Distribuição.....	100
4.1.2 Equipamento utilizado para a obtenção dos traçados cefalométricos	101
4.2 Métodos.....	103
4.2.1 Traçado Cefalométrico.....	103
4.2.1.1 Estruturas anatômicas.....	103
4.2.1.2 Pontos anatômicos.....	106
4.2.2 Medidas cefalométricas.....	108
4.2.2.1 Medidas angulares.....	108
4.2.2.2 Medidas de comprimento.....	110
4.2.2.3 Distâncias horizontais.....	110
4.2.2.4 Distâncias verticais.....	110
4.2.2.5 Distâncias ponto-linha.....	113
4.2.2.6 Diferença.....	113
4.2.2.7 Proporção.....	113

4.2.3	Obtenção das medidas cefalométricas.....	115
4.2.3.1	Medidas do grupo G1.....	115
4.2.3.2	Medidas do grupo G2.....	115
4.2.3.3	Medidas do grupo G3.....	116
4.2.3.4	Medidas do grupo G4.....	116
4.3	Erro intra-examinador.....	117
4.4	Análise estatística.....	118
5	RESULTADOS.....	119
6	DISCUSSÃO.....	129
6.1	A amostra utilizada.....	130
6.2	Os pontos e as medidas cefalométricas selecionadas.....	131
6.3	Os programas de traçado cefalométrico utilizados.....	133
6.4	Erro intra-examinador.....	138
6.5	Resultados.....	144
6.6	Vantagens e desvantagens da utilização dos diferentes métodos.....	148
6.6.1	Método manual.....	148
6.6.2	Programa Radiocef 2.0 com imagem digitalizada dos traçados.....	149
6.6.3	Programa Radiocef 2.0 com imagem digitalizada das radiografias....	150
6.6.4	Programa Dentofacial Planner 7.02.....	152
6.7	As implicações do estudo.....	152
7	CONCLUSÕES.....	154
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	156
	ABSTRACT.....	177
	APÊNDICE	
	GLOSSÁRIO	

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 4.1 -	Delimitação do desenho anatômico	105
FIGURA 4.2 -	Demarcação dos pontos cefalométricos	107
FIGURA 4.3 -	Medidas angulares	109
FIGURA 4.4 -	Medidas de comprimento	111
FIGURA 4.5 -	Distâncias horizontais e verticais	112
FIGURA 4.6 -	Distâncias ponto-linha	114
FIGURA 5.1 -	Representação gráfica dos valores médios obtidos nos grupos G1, G2, G3 e G4	127
FIGURA 5.1 –	Continuação	128

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Média, desvio padrão, nível de significância e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo G1	121
TABELA 2 -	Média, desvio padrão, nível de significância e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo G2	122
TABELA 3 -	Média, desvio padrão, nível de significância e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo G3	123
TABELA 4 -	Média, desvio padrão, nível de significância e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo G4	124
TABELA 5 -	Média, desvio padrão e nível de significância das medidas obtidas nos grupos G1, G2, G3 e G4, pela ANOVA	125
TABELA 6 -	Mediana e nível de significância das medidas obtidas nos grupos G1, G2 G3 e G4, pelo teste de Kruskal-Wallis	126

RESUMO

Esta pesquisa objetivou avaliar comparativamente o programa de traçado cefalométrico computadorizado Radiocef 2.0, quanto à confiabilidade e precisão, em relação ao método de traçado manual e ao programa Dentofacial Planner 7.02. A amostra constou de 50 radiografias cefalométricas laterais de boa qualidade, recentemente obtidas, pertencentes à clínica de pós-graduação da disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, de pacientes de ambos os sexos, na faixa etária compreendida entre 11 e 24 anos de idade, constituindo exemplares de diferentes tipos de má oclusão. As radiografias compuseram 4 grupos experimentais, de acordo com a forma de medição executada: Grupo 1) método manual; Grupo 2) a partir da digitalização dos traçados no programa Radiocef 2.0; Grupo 3) a partir da digitalização das radiografias no programa Radiocef 2.0; e Grupo 4) a partir da digitalização dos pontos cefalométricos no programa Dentofacial Planner 7.02. Para compor as medições, foram selecionadas medidas angulares e lineares. Os testes estatísticos empregados foram a análise de variância (ANOVA) e o teste de Kruskal-Wallis, para a comparação inter-grupos. Os resultados inter-grupos mostraram-se comparáveis, sem diferenças estatisticamente significantes, ao nível de 5%. Tais resultados levaram às seguintes conclusões: 1ª) o programa de traçado cefalométrico computadorizado Radiocef 2.0 pode ser confiavelmente utilizado como recurso auxiliar no diagnóstico, plano de tratamento, acompanhamento e avaliação de tratamentos ortodônticos, nos âmbitos clínico e/ou de pesquisa; 2ª) este programa também pode ser confiavelmente utilizado para efetuar medições a partir da digitalização dos traçados, além da forma proposta pelo fabricante.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A partir dos históricos trabalhos de BROADBENT²⁸ e HOFRATH⁶⁸, datados de 1931, onde estes notórios pesquisadores apresentaram na literatura uma nova técnica radiográfica utilizando o cefalostato para aplicação em Ortodontia, a telerradiografia cefalométrica tornou-se imprescindível no diagnóstico, planejamento e avaliação dos resultados de casos tratados ortodonticamente. Sua aplicação estende-se à área da pesquisa ortodôntica, na qual não só a quantificação dos dados e pacientes de uma amostra é um requisito básico, como também é de extrema importância haver uma padronização da técnica radiográfica. Portanto, trata-se de um método possível de garantir comparações em idades distintas, e entre diferentes indivíduos. Desde então, muitas análises cefalométricas foram propostas por diferentes autores, visando conhecer os padrões da morfologia craniofacial, estimar os métodos de tratamento e quantificar os resultados obtidos.

Durante muito tempo o método manual foi utilizado para a execução do traçado cefalométrico e obtenção das medições angulares e lineares necessárias em sua interpretação. Desta maneira, além de um operador devidamente capacitado e treinado, material específico, de boa qualidade, é requerido. Este material: régua, transferidor, compasso, lapiseira, borracha macia, papel ultraphan e negatoscópio é de baixo custo e fácil aquisição. A principal desvantagem do traçado manual reside no fato de demandar um tempo relativamente longo, na maioria das vezes, do próprio ortodontista, sendo que este precioso tempo poderia estar sendo dispendido em atividades clínicas propriamente ditas, considerando tratar-se de mão-de-obra altamente qualificada e onerosa.

Os constantes avanços tecnológicos na área da computação, aliados aos avanços científicos na área da radiologia odontológica, resultaram no

desenvolvimento de softwares, ou programas, destinados a efetuar os traçados cefalométricos computadorizados, disponibilizando também as mensurações das grandezas angulares e lineares, além da execução de diferentes análises cefalométricas.

Na atualidade, vários tipos de programas de traçado cefalométrico encontram-se disponíveis no mercado nacional e internacional. Estes, segundo suas concepções, necessitam, além do software e hardware adequados, de equipamentos periféricos, tais como mesa digitalizadora ou scanner de transparência, monitor e impressora de boas definições. Tal fato pode implicar em um investimento relativamente alto para a utilização destes programas. Entretanto, a principal vantagem oferecida pelo método de traçado cefalométrico computadorizado é a economia de tempo dispendido em sua realização, justificando tal aquisição. A precisão das mensurações efetuadas pelo computador, em relação às mensurações efetuadas manualmente, é um outro ponto favorável ao método, segundo defendem muitos autores, com base em suas pesquisas relativas ao assunto. Tais medidas utilizam cálculos matemáticos de ângulos e distâncias, relacionados às coordenadas cartesianas, a partir da digitalização dos pontos. A padronização nos relatórios, emitidos no formato de fichas, pelos diversos programas, possibilita o arquivamento de dados de forma mais organizada e acessível.

A possibilidade de delegar esta função a outros profissionais da área representa uma grande economia de tempo para o ortodontista. Estes profissionais são, na grande maioria das vezes, os radiologistas com suas clínicas radiológicas, os quais propõem-se a oferecer traçados e análises cefalométricas como parte integrante da documentação ortodôntica necessária no diagnóstico e planejamento dos casos a serem tratados. Desta forma, um investimento de alto custo justificaria-se, uma vez que está sendo utilizado na prestação do serviço a muitos

profissionais. É exatamente neste setor que os fabricantes destes softwares encontram seu maior mercado.

KROGMAN⁸³ afirmou durante um simpósio promovido pela American Association of Orthodontics, em New Orleans, no ano de 1972, que tão inevitável quanto a morte, é a utilização do computador em pesquisas e diagnósticos ortodônticos, não sendo, entretanto, vital.

Qualquer método de medição e análise cefalométrica precisa contribuir de forma confiável, fornecendo relativa tranquilidade ao usuário, quer seja no âmbito clínico, ou da pesquisa científica. A literatura pertinente ao assunto permite inferir que a radiografia cefalométrica não constitui-se em uma ferramenta tão precisa, haja vista a ocorrência de erros relativamente significativos nas suas medições. Estes erros estão principalmente relacionados à dificuldade de visualização precisa de certas estruturas anatômicas, nas quais são demarcados pontos cefalométricos. Entretanto, é extremamente importante todo e qualquer esforço no sentido de minimizar estas ocorrências, as quais influenciam diretamente na interpretação dos resultados, conseqüentemente alterando diagnósticos.

Ao longo dos anos, tem havido muito progresso na padronização dos equipamentos e das técnicas, objetivando diminuir erros de projeção, distorção e ampliação na cefalometria. Com isto, a principal fonte de erros fica, na atualidade, principalmente relacionada à imprecisa localização de pontos. Estabelecer a precisão do erro envolvido é algo utópico. O erro deve ser estimado, por meio de uma metodologia adequada, com o intuito de fundamentar a validade da pesquisa cefalométrica e sua aplicação clínica, conforme consideraram muitos pesquisadores^{4,11,12,15,32,56,60,66,69,70,78,85,86,102,117,133,134,135,141}. Neste sentido, e também visando comparar a reprodutibilidade e a confiabilidade de métodos computadorizados em relação ao método manual, diversas metodologias têm sido utilizadas, por diferentes pesquisadores. Alguns softwares foram alvo de tais

avaliações^{10,13,16,25,26,36,37,40,42,50,53,54,70,73,94,105,110,151}. Estes resultados, referem-se a programas desenvolvidos por pesquisadores internacionais, exceto um, testado por BRANGELI et al.²⁶. Portanto, todas as conclusões relativas ao método computadorizado derivam destas pesquisas.

No Brasil, é comercializado um número relativamente pequeno de programas de traçado cefalométrico por computador, desenvolvidos no país^{26,34,88,114,139} e verifica-se não existirem pesquisas de avaliação quanto ao desempenho e confiabilidade destes. Lançar produtos no mercado, sem a devida proteção ao usuário no tocante à qualidade, não é prática rotineira em países desenvolvidos, uma vez que a fiscalização do cumprimento das leis é mais enérgica.

Como o método de análise cefalométrica computadorizado conquistou a preferência da maioria dos ortodontistas brasileiros e pesquisadores da área, tal como os norte-americanos e europeus, e diversos programas de traçado cefalométrico vêm sendo desenvolvidos no Brasil, percebeu-se a necessidade de avaliar sua precisão, comparativamente ao método manual e a outro programa internacional, de precisão já comprovada na literatura, e utilização freqüente em pesquisas^{4,10,17,27,33,43,49,54,58,67,74,75,76,77,89,93,107,108,109,111,112,113,142,153}.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo, encontram-se referenciados os trabalhos pertinentes ao assunto, apresentados de acordo com a seqüência de tópicos a seguir:

2.1 Cefalometria radiográfica e análises cefalométricas;

2.2 Cefalometria computadorizada;

2.3 Erro metodológico: reprodutibilidade e confiabilidade na marcação dos pontos e na obtenção das medidas cefalométricas; e

2.4 Comparações dos métodos de medições cefalométricas e avaliações dos programas de traçado cefalométrico.

2.1 CEFALOMETRIA RADIOGRÁFICA E ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS

No ano de 1931, a Ortodontia mundial consagrou a era da cefalometria radiográfica a partir da publicação do trabalho de BROADBENT²⁸, pesquisador da Western Reserve University, em Cleveland, Ohio, na renomada revista científica *Angle Orthodontist*, intitulado “A new x-ray technique and its application to orthodontia”. Trata-se da apresentação de uma nova técnica radiográfica, fundamentada em vários experimentos do autor, a fim de tornar válida sua utilização em medições faciais consecutivas, com propósitos científicos. Os estudos inicialmente realizados, objetivando padronizar as tomadas radiográficas e validar as medições efetuadas nestas, foram realizados em crânios secos. Algumas observações importantes a respeito da imagem obtida pela técnica mereceram destaque: 1) como os raios X não são paralelos, e sim divergentes, o

tamanho da imagem no filme é discretamente maior do que a do objeto projetado; 2) quando a distância alvo é diminuída e o filme permanece a uma distância fixa do objeto, o tamanho da imagem aumenta; 3) quando a distância alvo permanece fixa e a distância do filme do plano sagital mediano aumenta, uma imagem semelhante em tamanho é produzida; 4) como a técnica preconiza a distância alvo em 5 pés, e a distância do filme é medida quando o objeto é radiografado, torna-se possível computar as dimensões reais da face e da cabeça; e 5) exposições subseqüentes sob os mesmos fatores variáveis, e superpostas, revelam as mudanças decorrentes do crescimento e desenvolvimento, além de evidenciarem resultados do tratamento ortodôntico. Com a utilização do cefalostato nas tomadas radiográficas de perfil, normatizadas em distância e planos de referências faciais, foi possível a realização de uma pesquisa sobre o crescimento e desenvolvimento craniofacial, durante 18 meses, em 1.700 crianças, entre as idades de 9 meses e 20 anos. Muitas destas crianças foram radiografadas em intervalos de 6 meses, e a maioria das mais jovens foi radiografada a cada 3 meses, durante os períodos de mudanças rápidas na dentição. BROADBENT²⁸, nesta época, ocupava o cargo de diretor do laboratório de anatomia da Escola de Medicina da Reserva Ocidental, em Cleveland, Ohio, onde conduziu suas pesquisas. Este laboratório recebeu a ajuda financeira de Chester C. BOLTON²¹ e de seu filho Charles BOLTON²², para a instalação do equipamento de raios X e do cefalostato. Por isto, este laboratório de anatomia passou a chamar-se de laboratório de anatomia de estudos Bolton.

A correção de erros nas radiografias cefalométricas foi o alvo da pesquisa de ADAMS², em 1940, trabalhando em Chicago, no estado de Illinois. Ao reconhecer que o valor das imagens radiográficas depende de algumas propriedades, tais como: contraste adequado, precisão nos detalhes, e grau de distorção do objeto, sua preocupação foi discutir e alertar sobre estas ocorrências, somando-se a outros autores por ele citados, como HAMMER⁵⁹, KOHLER⁷⁹, MORTIMER; LEVINE; ROWE¹⁰³, ROSENFELD¹²⁵, WALTER¹⁵⁶ e WILSEY¹⁶⁰, os quais também já haviam realizado estudos sobre distorção do objeto radiografado,

principalmente em função da variação da distância deste objeto em relação ao ponto focal do aparelho. Por meio dos seus experimentos, ele concluiu que a um pé de distância, o crânio pode ser aumentado em 60%, dependendo do seu tamanho. A 3 pés de distância, reduz-se os erros em 50%. Ao adotar-se a distância preconizada por BROADBENT²⁸, de 5 pés do anodo do tubo do aparelho à linha média da cabeça, estar-se-á reproduzindo a imagem mais fiel. Aumentando-se para 6 pés, há muito pouco ganho na redução de erros, pois o erro entre 5 e 6 pés é de cerca de apenas 5%. A apresentação de uma figura esquemática do crânio radiografado lateral e anteroposteriormente, indica o eixo de penetração dos raios X centrais, e o efeito resultante na imagem. O objeto apresenta uma distorção de aproximadamente 5% em seu contorno, e esta variação deve-se à distância do objeto ao filme, assim como à distância do objeto ao feixe central de raios X. A sombra da metade esquerda da mandíbula é sempre de tamanho mais correto, por localizar-se mais próxima ao filme, no momento da tomada radiográfica. A principal proposta de investigação deste trabalho foi verificar a eficiência das escalas de correção dos erros de distorção. Em estruturas duplas, foi obtida a média. O autor verificou que o aumento no tamanho da imagem é capaz de abrir 1^o, em média, um um ângulo facial medido; sendo menor naqueles ângulos na base do crânio e maior naqueles envolvendo pontos mandibulares. A explicação para este fato é que ângulos faciais estão a uma distância maior dos raios X centrais. No trabalho, são apresentadas tabelas para efeito de correção de valores angulares diversos, em função de mudanças de posicionamento em eixos de referências.

Em 1951, vinte anos após HOLLY BROADBENT²⁸ ter introduzido a cefalometria radiográfica na rotina dos ortodontistas, THUROW¹⁴⁸, de Madison, Wisconsin, retomou alguns pontos importantes relativos à sua utilização. Destacou o fato desta técnica possibilitar medições absolutas, lineares e angulares, as quais podem ser comparadas de um filme para outro; tal possibilidade existindo porque ela estabiliza o paciente em uma posição definida e reproduzível, além de controlar o aumento e a distorção presentes em qualquer

radiografia, tornando as medições precisas. Dentre os principais fatores que afetam a precisão das radiografias cefalométricas, o autor destacou: 1) o borramento da imagem, capaz de comprometer a precisão das medidas em cerca de 1/2mm; 2) o aumento da imagem, algo em torno de 5% a 8% para pontos sagitais, podendo afetar medidas lineares ou algumas proporções envolvendo medidas lineares, livrando apenas as medições angulares; com isto devendo-se considerar o aumento em traçados de superposição; 3) a distorção, como resultado de diferenças na quantidade de aumento de partes distintas na mesma figura; alterando qualquer medição ou comparação, inclusive angulares, sugerindo a correção deste fator pela utilização de pontos médios em estruturas bilaterais, minimizando as ampliações naturalmente existentes naquelas situadas mais distantes do filme. Lembrou ainda que tais erros existem em toda radiografia, e o que a cefalometria tem a oferecer é controlar tais ocorrências. Além disto, chamou a atenção para o fato de que a preocupação sobre uns poucos milímetros ou graus em um diagnóstico é enganosa, já que este não pode estar fundamentado em pequenas diferenças. Por fim, ressaltou que o papel da cefalometria é comparado ao dos mapas, que nos orientam em caminhos seguros, além de permitir comparações esclarecedoras do trajeto percorrido, aplicável em pesquisas e na prática clínica, pois a diferença entre ambas é o uso destinado e não a informação em si.

FRANKLIN; MILWAUKEE⁵², da Marquette University, também se preocuparam em enumerar os fatores capazes de produzir distorções nas radiografias cefalométricas. Em 1952, eles escreveram a este respeito, e além dos fatores anteriormente tratados, destacaram fatores inerentes à produção da imagem. Comentaram a respeito da potência do aparelho de raios X, destacando a influência da miliamperagem na densidade da imagem obtida, assim como da kilovoltagem no grau de contraste, e dos tipos de porta-filmes em associação com os ecrans intensificadores, além dos ajustes necessários do paciente no

cefalostato. Com isto, abordaram os princípios básicos da formação da imagem pelos raios X.

Em 1953, STEINER¹⁴³, de Beverly Hills, California, reconhecendo que a cefalometria radiográfica havia chegado para ficar, preocupou-se em popularizá-la, a partir da observação de que os trabalhos publicados até então, tinham sido escritos para professores e pesquisadores, causando uma certa resistência nos clínicos quanto à sua utilização. Muitos argumentavam a insuficiência de informações, capazes de alterar seus planos de tratamento. O tipo de cefalometria apresentada ancorou-se em trabalhos de outros pesquisadores como DOWNS⁴⁶, MARGOLIS⁹⁵, REIDEL¹¹⁵, THOMPSON¹⁴⁷, WYLIE¹⁶¹ e outros, somada à experiência e novas sugestões do autor. Este acreditou ser um meio de facilitação da abordagem do plano de tratamento, inclusive quando da apresentação deste plano aos pais de seus pacientes. Desta forma, apresentou as medições por ele utilizadas na rotina do consultório, ilustrando com alguns dos casos tratados, avaliados por meio dos ângulos SNA, SNB, ANB, SN.GoGn, SN. oclusal, e dos ângulos e medidas lineares de avaliação dos dentes em suas bases ósseas, $\underline{1}$.NA, $\underline{1}$ -NA, $\bar{1}$.NB, $\bar{1}$ -NB, dentre outros; além da apresentação dos traçados de superposição.

GRABER⁵⁵, um dos pesquisadores de Chicago, adeptos da utilização da cefalometria radiográfica, publicou em 1954, uma revisão crítica a este respeito. Partindo do fato de que a década anterior caracterizou-se pela apresentação de muitas análises cefalométricas distintas, propôs-se a discutí-las, salientando suas semelhanças, complexidade e pontos obscuros, além de falhas inerentes. Pôde verificar que o uso inicial da cefalometria teve um caráter institucional, com maior ênfase nas medições angulares que lineares, devido às magnificações da imagem. Os ângulos mais notavelmente utilizados foram aqueles que mediam a inclinação dos incisivos com o plano mandibular. MARGOLIS⁹⁶, NOYES; RUSHING; SIMS¹⁰⁶, SPIEDEL; STONER¹⁴⁰, assim como TWEED¹⁵², fizeram estudos clínicos assim

fundamentados. Relatou a observação de SIMON¹³⁶, o qual relatou que a angulação do plano mandibular era um critério válido para se verificar a severidade da má oclusão, tendo a concordância de outros pesquisadores, como HIGLEY⁶³ e MAYNE⁹⁹. A observação de que o comprimento alterado da base do crânio influencia na relação anteroposterior das base ósseas foi enunciada por WYLIE; JOHNSON¹⁶², em 1947; e os valores normativos foram desenvolvidos a partir da comparação entre as más oclusões de Classe II e de Classe I. MARGOLIS⁹⁶ (1947) fundamentava o seu diagnóstico nas medidas do seu triângulo maxilofacial, e DOWNS⁴⁵ (1948) propôs medidas de avaliação do padrão esquelético. RIEDEL¹¹⁶ (1948) comparou as medidas nos diferentes tipos de má oclusão, verificando não haver diferenças significantes nos indivíduos com oclusão normal ou com más oclusões. TWEED¹⁵² apresentou sua análise fundamentada no triângulo formado pelos ângulos entre o plano de Frankfurt e o mandibular, entre o incisivo inferior e o plano mandibular, e entre o plano de Frankfurt e o incisivo inferior. O autor escreveu que os estudos da Universidade Northwestern mostraram que aceitar a média como um objetivo absoluto de tratamento significava ignorar a maioria da população, portanto, a cefalometria deveria ser ajustada como guia de grupos padronizados populacionais. Ao se considerar o fato de que as relações dos componentes faciais varia enormemente, dependendo do tipo facial, um perfil pode se expressar mais ou menos convexo em função da posição mais ou menos retruída da maxila, por exemplo. Ainda, as inclinações dos incisivos pode variar dependendo da protrusão ou retrusão dos maxilares. A principal conclusão do autor a partir desta revisão, foi que ao se utilizar a cefalometria deve-se adotar uma análise crítica a respeito das medidas em questão, e considerar-se pontos mais válidos, tais como o ponto básico, a sutura eseno-occipital, a espinha nasal anterior, a fissura pterigomaxilar, a órbita e o pório.

Em 1956, McGONAGLE¹⁰⁰, de Euclid, Ohio, publicou uma revisão das observações mais importantes decorrentes do crescimento e desenvolvimento

craniofacial, à luz da cefalometria radiográfica. Inicialmente, reconheceu que a cefalometria havia provado o seu valor nas mãos dos pesquisadores treinados nas áreas das ciências básicas, citando BJÖRK¹⁸, BROADBENT²⁸, BRODIE²⁹, KROGMAN⁸¹ e outros, os quais eram possuidores de conceitos biológicos essenciais. Interpretando seu artigo, pode-se relatar que, ao ser introduzida, em 1931, por BROADBENT²⁸, a cefalometria sofreu uma grande resistência à sua aceitação. O autor escreveu que, HELLMAN⁶², em 1936, afirmou o fato dos ortodontistas estarem sendo transformados em pseudo-antropologistas pelo então chamado “método científico” destinado ao melhor diagnóstico ortodôntico; ou seja, a atmosfera não totalmente favorável. Independente disto, BROADBENT²⁸, juntamente com FRANCIS BOLTON²⁴ e seu filho CHARLES BOLTON²³, e devido à generosidade destes em terem cedido o laboratório de Anatomia da Western Reserve University, conduziu estudos com o objetivo de padronizar os cefalogramas, os quais ancorariam estudos futuros na área de crescimento e desenvolvimento craniofacial. Tais estudos utilizaram cerca de mil crianças provenientes da grande Cleveland, e seus resultados foram divulgados em 1937. Os resultados divulgados das pesquisas do grupo de Bolton vieram contradizer estudos previamente realizados, os quais revelaram que o crescimento era devido a uma série de eventos intercalando ocorrências e paradas. Corroborando com as idéias de TODD¹⁴⁹, verificaram uma progressiva continuidade em todas as etapas do processo. Além disto, diferenças relacionadas ao sexo foram observadas, como por exemplo maior protruberância das paredes supraorbitárias e occipital externa no sexo masculino. Não contente com a limitação dos estudos até então realizados, o diretor do grupo de Bolton estendeu as pesquisas para o campo do diagnóstico ortodôntico, cujos resultados permitiram reconhecer desvios precoces no crescimento facial. BRODIE²⁹, reconhecendo a aplicação da cefalometria nas pesquisas, em 1929, quando da instalação do departamento de Ortodontia na Universidade de Illinois, insistiu na compra do equipamento de Broadbent-Bolton. Assim, constituiu-se um segundo grupo de pesquisa, este voltado para outro tema: o estudo clínico de pacientes e de casos incomuns. Concorrendo com o grupo de

Bolton, então, encontravam-se as pesquisas na Universidade de Illinois, conduzidas por BRODIE et al.³⁰, cujos resultados foram publicados em 1938, no artigo intitulado “Uma avaliação cefalométrica dos resultados ortodônticos”, onde uma das principais conclusões relacionou o sucesso do tratamento ortodôntico ao bom crescimento facial. Isto também havia sido relatado por BROADBENT²⁸. Notaram também que as mudanças decorrentes do tratamento, pareciam situarem-se restritamente ao osso alveolar, desta forma esclarecendo sobre as limitações impostas ao tratamento ortodôntico. McGONAGLE¹⁰⁰ citou ainda que, este fato inspirou estudos como os de BAKER⁸, BRODIE et al.³⁰; KROGMAN⁸¹, SARNAT et al.¹³¹, THOMA¹⁴⁶ e WYLIE¹⁶³ relacionando o crescimento facial, a formação e a erupção dentária. A esta época o clima predominante foi de pessimismo quanto às possibilidades do tratamento ortodôntico, haja vista terem considerado a cefalometria como verdadeiros mapas capazes de conduzir ao sucesso, em oposição aos resultados conflitantes emergentes. BJÖRK¹⁸, do outro lado do Atlântico, alheio a este clima, pesquisando com crianças na faixa etária de 12 a 21 anos, mostrou que o eixo facial mudava em relação à base do crânio, aumentando o prognatismo facial com a idade. Tais resultados foram publicados no artigo “A face em perfil”, postulando o prognatismo facial em função do maior crescimento mandibular ativo em relação à base do crânio. Antes do clima de ceticismo se espalhar, cita o autor, que BRODIE²⁹, em 1951, apresentou os resultados de estudos sobre o crescimento tardio da face, ficando aparente as variações individuais; e que LANDE⁸⁷, em 1952, concluiu que as modificações mais expressivas ocorriam após os 7 anos de idade. COBEN³⁸, também em 1952, concluiu que, devido a uma grande variação na base do crânio e em qualquer estrutura do complexo craniofacial, é duvidoso que uma combinação rígida de fatores possa estar associada a um tipo particular de má oclusão. McGONAGLE¹⁰⁰ finaliza seu artigo comentando que a cefalometria contribuía, em muito, para avaliações quantitativas do crescimento facial, enquanto as avaliações qualitativas ficavam a cargo de estudos com corantes vitais, experimentos outros com animais

de laboratório, além daqueles em relação à posição de repouso fisiológico, envolvendo estudos da musculatura facial.

Neste mesmo ano, 1956, HIXON⁶⁶, de Iowa City, Iowa, publicou a respeito do conceito de normalidade, ou das médias das medidas cefalométricas, salientando a utilização deste conceito, assim como suas limitações, quando da realização do diagnóstico e do plano de tratamento. Do seu artigo, pode-se resumir: 1) a maioria das normas cefalométricas disponíveis revelam traços dentofaciais com referência à variação destes traços na população; 2) o uso clínico destes valores normativos é apropriado para situar ou descrever o paciente em termos da média, mas não para isoladamente, avaliar um diagnóstico, ou estabelecer um objetivo de tratamento em torno da média. Ou seja, um valor médio não é um substituto para uma opinião profissional; 3) um valor normativo não é um valor simples, mas uma média de valores. Valores em termos de percentuais possuem algumas vantagens; são fáceis de usar e entender. São úteis se há uma distribuição normal ou assimétrica. Desde que esta variabilidade seja enfatizada, o uso dos percentuais reduz a tendência natural em pensar na média como um objetivo de tratamento; 4) até que o campo do conhecimento se expanda, o uso dos valores normativos deve reconhecer algumas limitações. As amostras de muitos estudos são muito pequenas para representar completamente a variabilidade da população. A importância disto, bem como as diferenças relativas à idade, sexo e raça necessitam ser exploradas; 5) quando se está utilizando a cefalometria, é importante lembrar que raramente, duas pessoas obterão exatamente os mesmos traçados e as mesmas medidas, podendo discordar em vários graus; 6) existe grande variabilidade entre as pessoas, que a maioria das medidas cefalométricas não são diagnósticas por si só, existindo abuso ao se considerar anormalidades em um ou mesmo dois desvios padrão da média; 7) algumas crianças com oclusão normal apresentam medidas angulares semelhantes aos casos de más oclusões, sendo que muitos aspectos do padrão facial não parecem estar relacionados à presença de uma boa ou má oclusão; e 8)

os desvios individuais do padrão médio de crescimento são acentuados, com isto, a habilidade em prever o crescimento facial em diferentes pessoas varia consideravelmente, e não fornece uma base estável para o plano de tratamento baseado no conhecimento existente para o período entre as idades de 5 e 13 anos. Concluindo, o autor questionou se então, os dados cefalométricos normativos teriam algum papel a desempenhar na Ortodontia, os quais ele acredita que sim; constituindo-se estruturas de referência, para se definir os objetivos. Afirmou ainda: “podem ser um pouco elásticos, mas é melhor do que não tê-los, e se reconhecermos o papel desses dados normativos, não seremos desapontados em nossos padrões”.

O ano de 1958 revelou-se como sendo o ano de preocupação em relação à confiabilidade e à eficácia na utilização das medidas efetuadas no cefalograma, como nos revelaram os artigos publicados por HATTON; GRAINGER⁶⁰, da Universidade de Toronto, no Canadá, e por KROGMAN⁸², da Philadelphia. HATTON; GRAINGER⁶⁰ publicaram os resultados do estudo conduzido no Burlington Orthodontic Research Centre, onde 15 crianças de 3 anos de idade foram radiografadas, cada uma, por duas vezes no mesmo dia. Estas radiografias foram traçadas repetidamente, em diferentes ocasiões. Os 4 traçados foram medidos, fornecendo 4 conjuntos de medidas, as quais foram avaliadas estatisticamente quanto aos erros. Os resultados permitiram concluir que, como utilizado pelos pesquisadores, o processo técnico é altamente refinado, não necessitando de nenhuma melhora prática. As diferenças encontradas foram atribuídas às diferenças reais entre as crianças, além do estudo ter sugerido um número maior para amostras, com o intuito de reduzir os erros técnicos ao repetir as medições. KROGMAN⁸², por sua vez, escreveu emitindo sua opinião sobre a validade de se utilizar a técnica cefalométrica, após participar de um Workshop sobre cefalometria radiográfica. Recomendou cautela na interpretação das medidas lineares e angulares, criticando a utilização por profissionais despreparados para interpretá-las à luz das variações individuais dos pacientes.

Disse não haver nenhuma análise cefalométrica capaz de satisfazer todos os critérios de diagnóstico. Afirmou ainda que a cefalometria não é um instrumento para ser usado suavemente ou aprendido casualmente, uma vez que a proposta para utilizá-la não é a de se moldar as faces aos valores normativos, e sim aproximar-se deles, considerando a individualidade.

Após emitir seu ponto de vista a respeito da utilização clínica da cefalometria, em 1953, e tendo trabalhado por 6 anos nela ancorado, STEINER¹⁴⁴, em 1959, apresentou sua análise, reconhecendo o imenso valor da cefalometria no campo dos estudos comparativos. Ao lançar o desafio aos profissionais se eles realmente queriam conhecer o que estavam fazendo nos seus pacientes, ou se temiam os resultados, uma vez que estes poderiam desagradá-los, anunciou e mostrou, pelos traçados de superposição, as possibilidades de verificar os princípios de ancoragem utilizados, os movimentos dentários de inclinação e de corpo, mudanças ósseas e, algumas vezes modificações musculares. Segundo seu depoimento, as observações cefalométricas de seus estudos praticamente revolucionaram os procedimentos de tratamento em seu consultório. Foram ainda relatados: 1) o ponto D foi uma medida útil para avaliar a posição anteroposterior da mandíbula; 2) a recomendação da linha D para localizar o incisivo central na mandíbula e orientar mudanças em sua posição; 3) a medição da distância do ponto pogônio à linha NB, de forma a dar o prognóstico da posição do incisivo inferior; 4) a indicação das linhas dos incisivos e molares superiores e inferiores, para avaliar as mudanças de posições destes dentes; 5) a obtenção do desenho de toda a mandíbula, e o uso de medidas para avaliar mudanças no tamanho, forma e localização desta; 6) o apelo quanto à qualidade e precisão da técnica radiográfica e quanto à precisão dos traçados; e 7) o alerta para a familiarização com a cefalometria, uma vez que ela oferece a oportunidade de analisar problemas, determinar soluções para eles, avaliar os resultados dos tratamentos, e melhorar o conhecimento ortodôntico.

YEN¹⁶⁴, pesquisador de Boston, Massachusetts, no início de 1960, contribuiu para a facilitação e entendimento da cefalometria, ao publicar um trabalho minucioso, objetivando o ensinamento da anatomia radiográfica e a demarcação dos pontos anatômicos nas radiografias cefalométricas em norma lateral e frontal. Em norma lateral, 43 pontos foram identificados, e em norma frontal 44 pontos. Este trabalho foi o resultado de pesquisa com crânios secos radiografados em posição no cefalostato, em comparação com radiografias de pacientes. Ele ressaltou que KROGMAN; SASSOUNI⁸⁴ já haviam anteriormente descrito a demarcação cefalométrica dos pontos, porém sem detalhamento. A imagem radiográfica obtida de crânios secos foi mais detalhada do que aquela obtida dos pacientes, facilitando a identificação das estruturas anatômicas; muitas freqüentemente obscurecidas por imagens superpostas. Tais superposições dificultaram a interpretação, gerando muitas sombras. O autor fundamentou sua pesquisa em um detalhado estudo do atlas de anatomia de ETTER⁴⁷.

RICKETTS¹¹⁹, de Pacific Palisades, California, foi um outro pesquisador que se destacou muito na área da cefalometria radiográfica. Em maio de 1960 publicou um artigo muito extenso, apresentando suas observações em 1.000 casos clínicos, e fornecendo uma amostra adequada de descrição, comparação e classificação dos problemas clínicos. Criticou, concordando com KROGMAN; SASSOUNI⁸⁴ e com LINDQUIST⁹¹, a confusão gerada por algumas análises cefalométricas previamente apresentadas, as quais, algumas vezes, induziram erros na aplicação desta ferramenta. Seu trabalho foi apresentado em 5 etapas: 1ª) equipamento e procedimento cefalométrico; 2ª) interpretação radiográfica; 3ª) análise cefalométrica; 4ª) avaliação do crescimento e dos efeitos do tratamento; e 5ª) síntese da cefalometria e do plano de tratamento. As principais conclusões deste expressivo e importante trabalho foram: 1) a avaliação quantitativa é apenas uma das aplicações da cefalometria, sendo o propósito primário uma descrição crítica, em vez de termos como bom, ruim, muito ou pouco; 2) para o uso clínico rotineiro, a cefalometria deve ser breve e crítica, tendo os três planos de referência

utilizados; o plano facial, o plano A-pogônio e o plano estético têm se mostrado de valor; 3) a função labial anormal pode ser classificada cefalometricamente; 4) a má oclusão de etiologia ortopédica pode ser distinguida daquela de etiologia dentária, e a concavidade ou convexidade facial de mais de 5mm foi considerada o limite de um problema ortopédico na relação dos maxilares; 5) uma explicação das condições do perfil pode ser avaliada em relação à base do crânio, ao temporal e aos elementos mandibulares; e 6) uma análise não se constitui em uma fórmula para o tratamento, mas em um método para descrever condições clínicas. O planejamento deve levar em consideração fatores como o crescimento, a ancoragem, a cooperação do paciente e uma sensível interpretação dos objetivos do tratamento para determinado paciente.

Em outubro deste mesmo ano, 1960, STEINER¹⁴⁵ publicou um artigo, referenciando suas duas publicações anteriores sobre o assunto, e desta vez, ensinando os leitores a utilização, passo a passo, de sua análise, como meio auxiliar no planejamento e na avaliação do tratamento ortodôntico. Enfatizou novamente a importância atribuída à análise cefalométrica, estimulando sua utilização. A apresentação do caso clínico de um paciente, desde a etapa do planejamento, comparando com os valores obtidos na etapa de finalização, foi o recurso de ensinamento utilizado para explicar a forma de utilização dos diagramas e do quadro propostos em sua análise. Nesta, ao início do tratamento, são fixadas metas ortodônticas, expressas em valores numéricos, e ao término, torna-se possível avaliar se a mecânica utilizada, assim como o crescimento craniofacial, possibilitaram resultados semelhantes às metas.

Em 1961, a análise cefalométrica de RICKETTS¹²⁰ e sua síntese foram revistas por ele, exprimindo seus propósitos: 1) caracterizar ou descrever as condições existentes; 2) comparar um indivíduo com outro, ou o mesmo indivíduo em tempos distintos; 3) classificar certas descrições em várias categorias; e 4) comunicar todos estes aspectos ao clínico, a um colega ou aos pais. Sua análise

foi dividida nas seguintes etapas: A) relação esquelética, subdividida na convexidade facial, na estimativa da altura facial, no ângulo facial como uma estimativa da profundidade facial e na análise da largura facial; B) relação dentária, subdividida em relação entre o plano oclusal e o incisivo inferior, relação estética a partir do plano estético e na variação do perfil em função das estruturas profundas. Para efetuar uma síntese de sua análise, o autor propôs uma síntese estática, não envolvendo crescimento, e uma síntese dinâmica, a ser aplicada para crianças em crescimento. Nestas, aspectos relacionados ao comportamento craniano, da mandíbula e da maxila eram analisados. A posição dos incisivos inferiores também era especialmente avaliada, em função do crescimento e/ou da movimentação ortodôntica. Concluiu escrevendo que, a cefalometria, adequadamente empregada, constitui-se na melhor ferramenta de diagnóstico e planejamento dos casos.

BJÖRK; SOLOW¹⁹, do departamento de Ortodontia do Royal Dental College, em Copenhagen, na Dinamarca, comentaram, em um artigo datado de 1962, que com a padronização do procedimento técnico, a radiografia havia se tornado um dos recursos mais utilizados de pesquisa em biometria humana. Por isto mesmo, ao utilizá-la, muito cuidado deveria ser tomado no sentido de não haver incorporação de erros relacionados à ampliação da imagem. Além destes erros, outros relacionados à marcação dos pontos poderiam ocorrer. Segundo eles, as radiografias de perfil provaram ser especialmente adequadas aos propósitos biométricos, uma vez que comparadas a outras formas de registros biométricos, os erros envolvidos são pequenos.

As limitações da cefalometria radiográfica constituíram o assunto do estudo de SALZMANN¹²⁹, da cidade de New York, em 1964. Ele escreveu que a cefalometria representa uma medição quantitativa média, sendo um método para se obter informação descritiva do padrão dentofacial à época da tomada radiográfica. Ela não fornece informação concernente à qualidade do crescimento e desenvolvimento, ficando isto a cargo de outras áreas da ciência, como a

genética, embriologia, anatomia comparativa, fisiologia e patologia. Para se utilizar a cefalometria inteligentemente, é necessário obter informações sobre a etnia do paciente, suas idades esquelética, dentária e fisiológica, assim como informações a respeito da função ou má função dos dentes e maxilares, e sobre a configuração dos tecidos moles da face. O autor discutiu a grande variação existente nos valores medidos nos indivíduos, em torno dos valores médios, citando a pesquisa de WILLIAMS¹⁵⁹, da Universidade do Texas, o qual encontrou em um grupo de 1.024 indivíduos, apenas um, onde os dez valores medidos foram todos coincidentes, considerando uma grande variação em torno da média. Neste grupo de estudo, 50% apresentaram apenas um ou mais valores coincidentes com os valores padrão. Com isto, o fato de ser possível realizar-se medições faciais, não significa poderem estas, ser completamente interpretadas. Existem diferenças subjetivas entre as medições e variações nestas medidas, realizadas em oportunidades diferentes pela mesma pessoa e por pessoas distintas, não existindo unanimidade no significado das medidas cefalométricas. As variações nas medidas constituem a regra e não a exceção, deixando muitos ortodontistas frustrados, por não poderem aplicar categoricamente os valores médios ou padrões. Ainda, sendo interpretações de ampla subjetividade, permitem conclusões direcionadas às várias filosofias de tratamento. Antes que se possa entender completamente o significado das diversas medidas, primeiramente deve-se entender o comportamento individual dos ossos em desenvolvimento, em relação às linhas, planos e ângulos do cefalograma. Discutindo sobre as análises cefalométricas, ele afirmou que tais análises deveriam incluir avaliações esqueléticas, no perfil e dentárias, devendo estas estarem integradas e ponderadas em relação aos objetivos do tratamento. Afirmou ainda que dados cefalométricos padrões podem ser usados a fim de determinar um padrão a ser projetado no futuro, mas deve-se ter em mente que este padrão pode ser alterado a qualquer tempo, tanto espontaneamente, como em resultado da terapia ortodôntica. Qualquer estimativa de desenvolvimento deve considerar os seguintes fatores de crescimento: áreas, incrementos, vetor, duração, tempo dos incrementos e influências não previstas, tais como cirurgia

e/ou a natureza da terapia. Tudo isto pode alterar ou contribuir para a expressão do padrão de crescimento. Em conclusão, o autor expressou que o uso de padrões cefalométricos obtidos de pacientes com oclusão excelente, como um meio de decidir os objetivos de tratamento não tem justificativa científica. Um desvio morfológico da média, amplo como ele pode ser, não pode ser visto como uma condição que requer tratamento. Para ele, a única coisa que se pode ter como certo da cefalometria, é que as medidas céfalicas variam muito de paciente para paciente, sendo que a extensão desta variação é mais importante do que as médias nas quais os chamados “padrões” se baseiam. Na composição de um diagnóstico, deve-se considerar também as implicações biológicas e os modelos ortodônticos.

Em 1981, RICKETTS¹²⁴ publicou uma revisão sobre a história da cefalometria, abordando pontos importantes de sua utilização, com vistas à obtenção do máximo número de informações. Cinco etapas históricas foram por ele enumeradas: 1^a) padronização da técnica radiográfica; 2^a) aplicação clínica: estabelecimento de pontos e planos de referência; 3^a) descrição morfológica e tipificação dos casos; 4^a) previsão do crescimento e plano de tratamento; e 5^a) confusão de descrição com análise de crescimento. Após os primeiros cinquenta anos de aplicação deste recurso, ele discorreu a respeito das perspectivas da aplicação clínica da cefalometria, inclusive em terceira dimensão e análise computadorizada, as quais haviam sido há pouco tempo introduzidas, e cujas pesquisas encontravam-se em franca evolução. Neste artigo, foram apresentadas as 4 formas de superposição de traçados laterais, por ele utilizadas: 1) na linha Ba-N, coincidindo com o ponto Pt; 2) na linha Ba-N, coincidindo com o ponto N; 3) no plano palatino, coincidindo com o ponto Ena; e 4) na mandíbula, pelo eixo do corpo mandibular (Xi-Pm), coincidindo com o ponto Pm. Também descreveu suas análises lateral e frontal, detalhadamente, inclusive com as respectivas interpretações dos dados, a análise de proporção dos tecidos moles faciais, e os

métodos de padronização do posicionamento do paciente no cefalostato, para estas duas posições.

2.2 CEFALOMETRIA COMPUTADORIZADA

No final da década de 60 e início dos anos 70, a cefalometria radiográfica começou a assumir um outro aspecto, pois o computador tornara-se mais um aliado na busca de informações quantitativas, concernentes ao diagnóstico ortodôntico e aos eventos de crescimento e desenvolvimento craniofacial.

Um sistema computadorizado para medições dentárias e craniofaciais, e análise cefalométrica foi descrito por BARRETT; BROWN; McNULTY⁹, em 1968. Os autores exprimiram que o trabalhoso método manual de obtenção das medidas lineares e angulares, podia ser substituído por um sistema de coordenadas, apresentando as facilidades do computador e muitas vantagens sobre o método manual. Realizado na Universidade da Austrália, este trabalho mostrou o resultado de análises fundamentadas em pesquisas a longo prazo, sobre o crescimento facial em aborígenes australianos. A essência do método computadorizado, segundo suas explicações, está na localização dos pontos em relação aos eixos de coordenadas. Assim, o computador calcula os valores para qualquer ou todas as variáveis definidas em termos de plano ou geometria sólida. Por exemplo, o computador pode ser programado para calcular a distância linear entre dois pontos e qualquer linha, o ângulo entre duas linhas ou mais. Os programas apresentados chamavam, respectivamente: Check, destinado à localização dos pontos para o sistema de coordenadas; Mesh, para a investigação da morfologia craniofacial; Archan, para o estudo das modificações no tamanho e na forma dos arcos dentários, além de investigações nas relações oclusais; Coord, para cálculos a partir dos dados coordenados; e Bdstat, para realizar análises estatísticas em uma

variedade de dados de outros programas, constituindo um pacote de programas para análise^a.

RICKETTS¹²¹, em 1969, escreveu sobre a evolução do diagnóstico ortodôntico, desde 1875, até aqueles dias. Na oportunidade, e relacionando os meios auxiliares de diagnóstico às necessidades do momento, discorreu a respeito da introdução do computador na prática ortodôntica, denominando esta fase como a da comunicação cibercultural. Reconheceu que a Ortodontia havia deixado de ser pragmática e empírica, tendo se tornado uma ciência profunda, tanto no tocante aos aparelhos utilizados como às ferramentas de diagnóstico. As análises cefalométricas acrescentaram detalhes importantes às etapas de diagnóstico e prognóstico, tais como: base craniana, vértebras cervicais, fossa glenóide, características e localizações dos componentes individuais do complexo facial, maxila, mandíbula e cavidade nasal. A respeito do uso do computador, ele admitiu que o desenvolvimento da eletrônica havia aberto as portas à estatística e à comunicação interpessoal, servindo de guia organizado. Afirmou, entretanto, que apesar de completo e sofisticado, tal meio não era capaz de substituir a prática e a experiência profissionais, no momento de julgar a normalidade do paciente ortodôntico. Poderia sim, ajudá-lo no entendimento da função da estatística, da tendência central, na expressão da normalidade, bem como na variação desta.

Um novo enfoque para a análise da morfologia e do crescimento craniofacial foi apresentado por WALKER¹⁵⁴, pesquisador do departamento de Ortodontia da Universidade de Michigan, em Ann Arbor, em 1972. Neste artigo, foi escrito um breve histórico da evolução do programa computadorizado proposto^b, assim como das pesquisas que nele resultaram. Uma das principais vantagens era a utilização de um pequeno digitalizador, chamado Calcomp. O conjunto de informação arquivada eletronicamente foi chamado de banco de

^a Factor analysis package. Five programs and their subroutines for various factoring procedures. Publication 67021. Department of Computing Science, University of Adelaide, South Australia.

^b Biometrics Laboratory of the Department of Orthodontics, University of Michigan Dental School, Ann Arbor, Michigan.

dados. As informações nele contidas caracterizavam-se por sua precisão e adequado controle de qualidade. Um modelo com 177 pontos digitalizados permitiu a geração de 177 vectorgramas, capazes de descrever o desenvolvimento craniofacial.

À medida que os estudos desenvolveram-se e muitas novas medições foram sendo apresentadas por diferentes pesquisadores, a quantidade de informação acrescentada aos cefalogramas tornou-se muito extensa, e segundo RICKETTS et al.¹²², em 1972, foi exatamente por este motivo que o computador tornara-se essencial à cefalometria radiográfica. A possibilidade de efetuar, de forma rápida e segura, inúmeras análises em películas laterais e frontais, inclusive com traçados de superposição e predictivos, concretizava a era da eletrônica na Ortodontia. Com isto, a pesquisa científica na área havia tomado uma injeção de catalizador.

Por esta razão específica, a American Association of Orthodontics promoveu um simpósio em New Orleans, neste mesmo ano, a fim de discutir sobre o uso do computador na análise e diagnóstico ortodônticos. KROGMAN⁸³ relatou a opinião dos participantes, concluindo em seu artigo que, o futuro promissor da cefalometria computadorizada fundamentava-se no fato desta cumprir dois requisitos básicos necessários à pesquisa: a quantificação e a padronização dos dados.

Reconhecendo o valor da cefalometria e da tecnologia computadorizada, RICKETTS¹²³, ainda em 1972, escreveu sobre as premissas nas quais as controvérsias sobre a utilização destes recursos aliados deixariam de existir: 1) os tecidos ósseos constituem um sistema calcificado de forças; 2) os ossos, como os órgãos, em conjunto com outros ossos, têm a função de suportar estruturas, servindo de sistemas de registro de estresse através da análise de seus padrões arquiteturais; 3) com o uso da cefalometria, os sistemas de estresse ósseos da

cabeça e pescoço são registrados na película radiográfica, podendo ser confiavelmente medidos pelo uso de traçado detalhado das partes anatômicas; 4) uma descrição matemática competente das inter-relações dentárias e esqueléticas pode servir como um dado a mais no entendimento dos sistemas de estresse envolvidos em Ortodontia; 5) devido à necessidade de alguma linha de referência básica, um atlas do normal, ou alguma referência básica da tendência central, deve estar disponível para a comparação e a comunicação de problemas em pacientes com displasias ou anormalidades; 6) uma interpretação válida dos sistemas de estresse, pelos ortodontistas, tornou-se possível através de análises precisas e completas, auxiliando na escolha do plano de tratamento apropriado e na estimativa do prognóstico; 7) entretanto, antes que algum atlas da normalidade possa ser utilizado com confiança, correções biológicas devem ser feitas de acordo com a idade, sexo, etnia e tipo constitucional (tamanho); do contrário a criança deve ser avaliada pelos padrões adultos; 8) para acertar o prognóstico, as possibilidades de crescimento e os efeitos da mecânica devem ser relacionados ao sistema de estresse individual como uma base para planos de tratamento biológicos independentes; 9) um pacote de informação pode ser programado e armazenado no computador tornando conhecidas as modificações induzidas clinicamente junto com os objetivos atingidos de amostras amplas de casos tratados com sucesso; 10) pela aplicação de certos princípios e considerando o crescimento e as alterações do tratamento no sistema de estresse, uma previsão de mudanças desejáveis, associadas à previsão dos resultados possíveis, permite desenvolver mais adequadamente o plano de tratamento na situação clínica; e 11) um programa de computador, corretamente administrado, fornece dados de amostras posteriores, sendo útil nas comunicações de transferências de pacientes, e uma compensação padronizada de informação. Notou-se a preocupação do autor em divulgar os benefícios da cefalometria computadorizada aos clínicos, bem como estimular seu uso, principalmente para arquivamento de dados, acompanhamento dos casos, transferência de pacientes, além da comunicação

visual possível pelos traçados, não só entre profissionais, como aos pais ou aos próprios pacientes.

CHEBIB; CLEALL; CARPENTER³⁷, do departamento de Ortodontia da Universidade de Illinois, publicaram em 1976 um artigo divulgando o programa de análise cefalométrica chamado Cephalometric Records Analysis Program (Crap)[°]. Este fora desenvolvido com o objetivo primário de análise clínica imediata das radiografias cefalométricas para diagnóstico e acompanhamento dos casos. Tratava-se de um programa utilizado em rede pelas Universidades de Manitoba e de Illinois. O equipamento empregado era um sistema computacional IBM 370, usando três arquivos de disco e 120K, em ambos os locais. Um terminal IBM 2741 era usado de forma a permitir a digitalização dos pontos on-line. Este sistema utilizava um digitalizador do tipo caneta gráfica. O programa permitia analisar dados de várias análises padrão, tais como de Downs, Tweed, Wylie e outras, bem como uma análise especial, realizada pelo profissional e de sua preferência. Os comandos principais forneciam a possibilidade de adicionar novos pacientes aos dados já registrados, pesquisar e acessar os registros, ou obter listas de pacientes selecionados. Os autores também explicaram, detalhadamente, o funcionamento de todos os outros comandos do programa. Indicaram-no principalmente para as universidades, devido à velocidade e padronização de uma tarefa muitas vezes árdua.

Em janeiro de 1978, FABER; BURSTONE; SOLONCHE⁴⁸, mencionaram que a utilização do computador na ciência odontológica era relativamente pequena, não havendo quase nenhuma menção na literatura a respeito do uso de sistemas computadorizados de simulação programada, direcionados a ajudar o pesquisador e o clínico no planejamento do tratamento para o paciente. A maior aplicação restringia-se à cefalometria, envolvendo duas áreas: a primeira realizando estudos

[°] Department of Preventive Dental Science, University of Manitoba and the Department of Orthodontics, University of Illinois.

do crescimento e desenvolvimento, além de predição do crescimento esquelético facial; e a segunda efetuando comparações entre as medidas dos pacientes candidatos ao tratamento ortodôntico e as medidas obtidas de pacientes com os padrões faciais normais. Estes autores comentaram sobre a análise cefalométrica computadorizada, afirmando ser um problema relativamente bem definido, onde uma película lateral é convertida em pontos coordenados X e Y em um gráfico para sinais eletrônicos, os quais significam as localizações numéricas coordenadas destes pontos em um espaço geométrico. Isto é usualmente conseguido com um aparelho de digitalização, a partir da qual os pontos são convertidos, sendo transmitida esta localização para um aparelho eletrônico converter a localização física em uma elétrica análoga, e então para uma coordenada X-Y. Estes dados são armazenados em um computador, e daí qualquer número de manipulações matemáticas pode ser realizado para medir ângulos e distâncias entre conjuntos de pontos. Além disto, se existir um banco de dados disponíveis, os dados medidos podem ser comparados aos padrões, e uma informação diagnóstica é obtida. Este conceito de informação digitalizada, segundo os autores, tem sido empregado no estudo da forma do arco dentário. Em média, cerca de apenas 30 a 60 segundos são necessários para a marcação dos pontos em uma radiografia lateral. Os autores também comentaram a utilização destes programas principalmente em instituições de ensino, sendo destinados a acessar os dados de arquivos extensos. Considerando a quase inexistência de programas destinados à organização de dados em categorias, as quais incluam dados tanto do componente esquelético facial, da dentição, como dos tecidos moles da face, de maneira a diagnosticá-los e propor um plano de tratamento, os autores apresentaram um programa, destinado a auxiliar também no planejamento dos casos a serem tratados. Este programa foi escrito em linguagem Basic. Para a sua utilização, os autores utilizaram um monitor de vídeo Tektronic 4010-1, teclado e uma mesa digitalizadora chamada Houston Instrument Digital Plotter. Para a impressão dos resultados, a impressora Tektronic 4610, na qual as cópias correspondiam a $\frac{3}{4}$ do tamanho original. O sistema do computador era um Alpha 16, com 24k de memória. Como

os pesquisadores pertenciam a dois centros de pesquisa distintos, seus microcomputadores eram interligados via modem. O primeiro autor era de Melville, no estado de Nova York, e os dois últimos de Farmington, Connecticut. Este programa, denominado Tek-10 (Tektronic Graphic Program)^d, pôde ser dividido em duas partes: 1^a) o programa de execução, onde 47 pontos eram digitalizados, e 2^a) o programa de planificação do tratamento, onde um sistema gráfico interativo, destinado a trabalhar junto com o clínico, para organização dos dados básicos de informação foi disponibilizado. Este organizava e apresentava os dados básicos da informação de forma significativa. Ele alertava o operador para os critérios importantes de cada decisão, solicitando as medidas necessárias, daí simulando as modificações em medições relevantes. O artigo foi finalizado com o comentário acerca dos custos do equipamento, o qual os autores afirmaram estar em declínio, aumentando sua viabilidade e demanda.

Em julho de 1978, BERGIN; HALLENBERG; MALMGREN¹⁶, pesquisadores do Instituto Karolinska, na Suécia, apresentaram o método de análise cefalométrica computadorizada utilizado nesta instituição de ensino^e. O sistema fora proposto para facilitar a rotina das análises cefalométricas e estudos biométricos em conjunto com a educação ortodôntica e o trabalho clínico, ao contrário do sistema Rmds (Rocky Mountain Data Systems)^f, proposto por Ricketts. Este, tinha o intuito de fornecer uma visão global de um caso ortodôntico com predição do crescimento. Na ocasião, todos os componentes do sistema foram explicados, salientando a possibilidade do método analisar e comparar uma radiografia com análises correspondentes de indivíduos com oclusão normal. O computador usado era um Nord 10, com 16 bits. O programa era escrito em linguagem Fortran e usava uma memória de cerca de 45K, e o sistema usava um

^d Department of Children's Dentistry, School of Dental Medicine, State University of New York and Department of Orthodontics, School of Dental Medicine, University of Connecticut.

^e System Group, Karolinka Intitutet, S-10401 and Dep. of Orthodontics, Eastmaninstitutet, S-11324, Stockholm, Sweden.

^f Rmds, Computerized cephalometrics manual, revised edition, Sherman Oaks, California, 1973.

monitor de vídeo Tektronix 4012, além do digitalizador Tektronix 4953, fabricado pela Tecktronix AB, Fack, S-171 04 Solna. A impressora usada era a Versatec 1200a. O digitalizador assemelhava-se a um lápis, utilizado em uma mesa gráfica. Neste programa, 31 pontos eram digitalizados, seguindo as instruções do próprio programa, passo a passo. Após esta etapa, o programa gerava os valores das medições, as quais podiam ser impressas. Um comando específico destinava-se a ensinar o usuário não familiarizado, e um outro comando realizava cálculos de valores médios e desvios padrão de determinado grupo.

Os efeitos da mecânica de Classe III intermaxilar, nas estruturas craniofaciais, com o uso dos elásticos, foram estudados à luz da cefalometria radiográfica, por LEVY, CHACONAS; CAPUTO⁹⁰, da Universidade da Califórnia, em Los Angeles, em janeiro de 1979. Nesta pesquisa, foi utilizado o programa de cefalometria radiográfica desenvolvido pela Rocky Mountain Data Systems, o Rmds, o qual permitia inclusive a superposição dos traçados, como ilustrado no artigo. Este programa, segundo os autores, era capaz de fornecer ao clínico uma idéia precisa da localização e magnitude dos problemas esqueléticos, faciais e dentários. Incluía 51 medidas na radiografia lateral e 49 na radiografia anteroposterior. Estas medidas eram separadas em vários campos, representando áreas de interesse clínico ou diagnóstico: 1º) problemas dentários; 2º) inter-relação maxilomandibular e esquelética; 3º) relação dentária e esquelética; 4º) problema estético ou relação labial; 5º) relação craniofacial; e 6º) estrutura interna, mostrando as displasias esqueléticas, e identificando a contribuição de um osso na relação dento-esquelética ou na má oclusão.

HOUSTON⁶⁹, pesquisador do departamento de Ortodontia do Royal Dental Hospital, de Londres, em 1979 escreveu sobre a aplicação do computador auxiliando na análise de dados ortodônticos, salientando as vantagens oferecidas pelo método: a velocidade de medição e o poder de análise. O autor referiu-se ao

fato de não existirem normas na especificação de um digitalizador ortodôntico, assim como um protocolo de digitalização e análise. Descreveu os componentes do sistema por ele empregado, esclarecendo os três programas integrados do método^g. Todos eles foram escritos em linguagem Basic ou Fortran, podendo ser adaptados para o uso em uma variedade de instalações. Considerações sobre os requisitos básicos de um digitalizador, tais como a calibração, a conveniência do formato, a sensibilidade e a precisão, foram detalhadamente enfocados. Para a etapa de digitalização, o programa utilizado era o Raddig. Na etapa de seleção e arquivamento, utilizava o Selrad. Finalmente, para a realização da análise cefalométrica propriamente dita, empregava o terceiro programa integrado, denominado Anarad. Neste sistema, os pontos eram demarcados na radiografia, sobre uma mesa digitalizadora, empregando um cursor do tipo mira, sendo permitida uma variedade de análises, por meio de um subprograma denominado Active. Também era possível a realização de traçados de superposição, utilizando o subprograma Register.

Em 1980, HEATH⁶¹, de Londres, afirmou ser o método de análise cefalométrica computadorizada uma forma de melhorar a eficiência, devido à possibilidade de reprodução precisa. Segundo ele, as coordenadas geométricas X e Y podem fornecer análises de dados radiográficos em uma região muito eficientemente, pois os dados não necessitam ser remedidos com relação a uma segunda região, ou a regiões subseqüentes. Além disto, o método fornece medições comparativas eficientes de uma ou mais radiografias de um paciente, não necessitando de marcações ou de traçados sobre as radiografias. O uso de uma mesa digitalizadora eletrônica permite a leitura precisa dos pontos, de forma rápida. Nesta pesquisa, o autor utilizou a mesa D-Mac Plotting Table^h, fabricada em Glasgow, na Escócia. O digitalizador possuía o formato de um cursor do tipo

^g Department of Orthodontics, Royal Dental Hospital, Leicester Square, London, WC2, England.

^h D-Mac plotting table, D-Mac Ltd., Glasgow, Scotland.

mira. Seu artigo é ilustrado com a análise da postura lingual, relacionada à maxila e à mandíbula.

Neste ano, foi divulgado o método de análise computadorizada chamado The University of California at San Francisco Combined Head Film Analysisⁱ, pelos pesquisadores desta Universidade, BAUMRIND; MILLER¹³. Este método, assim como os anteriormente citados, utilizava a mesa digitalizadora para a marcação dos pontos, com o auxílio de um digitalizador com o formato de um lápis, chamado Sac Gp3 Graf/Pen Acoustical Digitizer. Este, interligava-se ao computador, por meio de um programa chamado Digitiz. Após a digitalização de todos os pontos de um determinado paciente, um programa chamado Ortho possibilitava a obtenção de traçados de superposição. Os dados da análise eram fornecidos em um relatório individualizado do paciente. Segundo os autores, o programa fora otimizado para auxiliar as pesquisas craniofaciais, quando estas utilizavam dados agrupados. Um banco de dados especializados era organizado em um programa chamado Noah, compatível com outros programas de análises estatísticas computadorizadas.

Datado também deste ano, o artigo de BeGOLE¹⁴ apresentou um programa destinado a lidar com bancos de dados cefalométricos obtidos de um grande número de radiografias, recomendando-o para a área da pesquisa clínica, e para estudos relacionados às modificações dos complexos facial e dentário, ocorrendo como resultado do crescimento e/ou do tratamento ortodôntico. O programa apresentado constituía-se de um conjunto de três programas, conhecido como Ibm System 370 Assembler Language^j.

ⁱ Department of Growth and Development, University of California San Francisco and Instruction and Research Grant of the Computer Center, UCSF.

^j IBM Corp., Information Systems Group, 900 King Street, Rye Brook, NY 10573.

RICKETTS¹²⁴, em 1981, pesquisador contratado pela Universidade do sul da Califórnia, em Loma Linda, ao escrever sobre as perspectivas de aplicação clínica da cefalometria, referenciou seus estudos anteriores em cefalometria computadorizada, datados de 1969 a 1975, contendo uma série de investigações. Comentou a incorporação dos métodos e dados pesquisados por um período de mais de 5 anos, nas radiografias lateral e frontal, de pacientes estudados longitudinalmente, a partir dos 5 anos de idade. A esta época, o autor pesquisava um sistema computadorizado, com vistas a responder, literalmente, qualquer questionamento a respeito do paciente. A idéia era: 1º) localizar, avaliar e acessar áreas de displasia; 2º) identificar áreas dentro do complexo, possíveis de serem tratadas por métodos convencionais; e 3º) identificar e avaliar áreas as quais pudessem trabalhar contra o tratamento ou serem fatores que o clínico devesse levar em consideração de acordo com o tratamento.

As vantagens e as desvantagens do método computadorizado foram discutidas também por BONDEVIK; RøSLER; SLAGSVOLD²⁵, em 1981, não deixando dúvida alguma de que sua utilização tornara-se imprescindível. Nesta publicação, estes pesquisadores do departamento de Ortodontia da Universidade de Oslo, na Noruega, tornaram conhecido o sistema digital, denominado Cm-1^k, desenvolvido para medições em radiografias e modelos. O Cm-1 foi desenvolvido juntamente com o Instituto norueguês de pesquisa industrial, e idealizado para o uso clínico e em pesquisas. Eles relataram uma experiência de 8 anos com o programa, com o qual realizaram diversos experimentos, inclusive sobre a confiabilidade deste. Concluíram que as muitas vantagens do instrumento tornavam-no uma ferramenta valiosa em estudos clínicos e científicos.

ALMEIDA⁶, em 1984, escreveu um dos capítulos do livro Introdução à cefalometria radiográfica, fornecendo aos ortodontistas brasileiros conhecimentos

^kDigital read-out system Cm-1. Department of Orthodontics, University of Oslo, Norway.

básicos sobre o processamento da cefalometria pelo computador e sua aplicação clínica. Sua abordagem se deu em quatro pontos: a análise cefalométrica, o equipamento, a programação e a utilização do sistema. Além das ilustrações do equipamento, termos como hardware, software, digitizer, plotter e printer foram traduzidos e explicados. O autor escreveu que, os programas de cefalometria existentes podiam ser agrupados de acordo com o grau de participação no desenvolvimento do tratamento em: análises sem diagnóstico e sem indicação terapêutica, análises com diagnóstico e análises com indicação terapêutica.

No ano de 1985 destacam-se publicações importantes sobre a cefalometria computadorizada: o artigo de KONCHAK; KOEHLER⁸⁰, pesquisadores canadenses, descreveu um programa de digitalização para radiografias cefalométricas laterais, com identificação de 15 pontos cefalométricos e a análise proposta, com o qual leva-se cerca de 2 minutos para obter-se o resultado final. O programa foi escrito na linguagem Pascal, desenvolvido na Universidade da Califórnia, em San Diego, tendo sido denominado Ucsd Pascal¹. A linguagem Pascal é disponível para todos os tipos de microcomputadores. Todos os equipamentos necessários para o funcionamento do programa foram enfocados, assim como o seu funcionamento propriamente dito. Na localização dos pontos, era utilizada a mesa digitalizadora, associada a um cursor. Segundo a opinião dos autores, em um futuro próximo, o computador iria ser rotineiramente utilizado pelos ortodontistas, melhorando a precisão e imprimindo velocidade à esta tarefa, a qual consome muito tempo.

Os pesquisadores ingleses JACKSON; DICKSON; BIRNIE⁷³ foram os primeiros a discutir, em 1985, os princípios de captura, armazenamento e processamento da imagem na radiologia digital, bem como sua aplicação em cefalometria, a partir de um estudo preliminar. Explicaram que, recentemente, a tecnologia possibilitara armazenar uma radiografia na memória do computador, por

meio da digitalização do filme, que significa transformar eletronicamente esta imagem em um grande número de pequenos pontos (pixels), cada um dos quais armazenado como um tom de cinza, ou seja, compondo uma imagem digital. Nesta, quanto maior a quantidade de pixels, mais nítida se torna sua definição. Esta conversão eletrônica da imagem em pixels, tornou possível sua exibição em um monitor de vídeo. Os autores referiram-se ao grupo de pesquisa liderado por COCKLIN³⁹, do Brompton Hospital, em Londres, o qual vinha realizando experimentos com manipulação matemática da imagem radiográfica digitalizada; desta forma, controlando os tons de cinza, entre os 256 tons existentes (de 0 a 255, onde o 0 é preto e o 255 é o branco), e a definição da imagem, através dos pixels. Desta maneira, o contraste e a densidade da imagem podem ser ajustados, como em uma televisão. Estas possibilidades de melhoria da qualidade da imagem tornaram-se muito importantes, pois abriram a possibilidade do desenvolvimento de programas cefalométricos nos quais a localização dos pontos passaria a ser realizada sobre as imagens digitalizadas; estes podendo ser inclusive realçados. Ressaltaram pontos favoráveis como a dose de radiação, custo, conveniência e controle das repetições. Segundo os autores, o processamento das imagens radiográficas, realizado por COCKLIN et al.³⁹ foi publicado em 1983, envolvendo principalmente modificações no contraste e brilho, permitindo compensar diferentes fatores de exposição. Eles afirmaram que o tempo consumido numa forma de manipulação da imagem requer menos de 2 segundos. Estes processamentos de imagem são muito utilizados nas imagens de satélites, existindo técnicas mais complexas, como a filtragem, para refinamento de detalhes. Na etapa de captura das imagens radiográficas, os autores revisaram as possibilidades existentes àquela época: 1) com uma câmera de vídeo, possibilitando visualização imediata de imagens, mas com resolução limitada; 2) com uma lâmina escaneadora de metal pesado halógeno (Fuji X-ray system), que oferece imagem estática, de boa resolução espacial, mas contraste limitado, tendo em comum com a câmera de vídeo a dose significativamente menor do que numa radiografia convencional; 3)

¹ Department of Community and Pediatric Dentistry, University of Saskatchewan, College of Dentistry, Saskatoon, Canada S7N 0W0.

usando um dispositivo de fotodiodo linear, desenvolvido por Picker, que oferece bom contraste, porém resolução espacial limitada; e 4) digitalizando as radiografias convencionais, usando um microdensitômetro. Referiram-se ao armazenamento das imagens, o qual requer uma alta capacidade de memória do equipamento. As vantagens da aplicação da radiologia digital para a cefalometria, de acordo com os autores, estavam na redução da dose de radiação ao paciente; no custo favorável, se incorporado a um departamento de radiologia; arquivamento e acesso à informação melhorados; manipulação da imagem original, para melhorar a qualidade, juntamente com melhorias em selecionar partes da imagem e esclarecer a localização de pontos; e digitalização direta da imagem original ou melhorada nos monitores de vídeo. Os autores comentaram também sobre outros recursos específicos de melhorias da imagem radiográfica digitalizada, tais como: imagens positivas e negativas, ampliação de áreas selecionadas, resolução e níveis de cinza, brilho, contraste e filtros de adaptação. Citaram as pesquisas de dois ortodontistas, JACKSON⁷² (1983) e COKLIN³⁹ (1984), conduzidas no IBM Winchester Scientific Centre, utilizando um programa de melhoria de imagem chamado Iax. Os autores também se referiram a um outro programa, chamado Clip 4, descrito por COHEN⁴⁰, em 1984. Este, constituía-se em um método de reconhecimento e identificação de pontos esqueléticos, em baixa resolução (96 x 96 pixels), caracterizando-se também por ser capaz de identificar pontos relacionados a uma área bem delimitada, como a sela e o násio. Neste estudo preliminar, realizado no Quenn Alexandra Hospital, em Portsmouth, o sistema protótipo testado digitalizava as imagens radiográficas utilizando um microdensitômetro. Todas as operações subseqüentes eram executadas sobre as imagens digitalizadas, sendo controladas por um computador IBM 4341, em um monitor de vídeo preto e branco. O mouse era utilizado para selecionar a imagem original e/ou melhorar a qualidade desta imagem em cada radiografia, anteriormente à localização dos pontos. O programa também permitia sempre o retorno da imagem às características originais, assim que o operador desejasse.

Observando-se as ilustrações do artigo, pôde-se perceber que a digitalização dos pontos era realizada sobre a película radiográfica, e simultaneamente ia aparecendo no monitor. Os pesquisadores explicaram que o uso de um cursor dinâmico facilitava a localização dos pontos. Este tipo de cursor piscava a cada segundo, e isto ajudaria a não obscurecer o ponto em marcação.

Em julho de 1987, WEINBERG et al.¹⁵⁷ testaram um programa para o arquivamento de dados de pesquisa cefalométrica, com o intuito de utilizá-lo no departamento de Ortodontia da Louisiana State University School of Dentistry. O programa testado era o dbase III^m, desenvolvido para microcomputadores IBM. Os autores comentaram que alguns departamentos em universidades já utilizavam as facilidades do uso do computador em pesquisas, não sendo esta a sua realidade. Ao contrário, selecionar pacientes em uma determinada categoria de má oclusão, por exemplo Classe I, implicava em um grande desperdício de tempo, o que muitas vezes inviabilizava uma pesquisa. Adotando alguns critérios de seleção dentre os programas disponíveis, eles optaram por testar o dbase III, devido às muitas vantagens oferecidas, dentre elas o fácil manuseio e o custo. Os dados registrados para cada paciente, compuseram um banco de dados contendo 5 tipos de informações: 1) dados pessoais; 2) dados de diagnóstico, tais como sobremordida, sobressaliência e mordida cruzada; 3) dados do tratamento, como cirurgia, arco facial e extração seriada; 4) dados cefalométricos iniciais; e 5) dados cefalométricos finais para as mesmas variáveis. Em conclusão, os autores sentiram a necessidade de um programa capaz de atender mais prontamente as necessidades de arquivamento e categorização de dados, sem a necessidade de fornecer tantas informações ao sistema.

SIMS-WILLIAMS et al.¹³⁷ apresentaram, em setembro deste ano, um programa, denominado Expert System for Orthodontic Adviceⁿ, para

^m Ashton-Tate, 20101 Hamilton, Torrance, CA 90502-1319.

ⁿ Department of Engineering Maths, University of Bristol, Bristol BS8 and Department of Child Dental Health, University of Bristol, Bristol, BS1 2LY.

microcomputadores IBM, destinado a orientar e fornecer os caminhos para o diagnóstico ortodôntico, baseado em certos questionamentos. Em um sistema dito expert, um diálogo com o usuário vai sendo conduzido, direcionando-o a trilhar um determinado caminho, a partir de suas respostas. Ao avaliarem o desempenho do programa, usando um computador IBM Pcat com 640K RAM, comentaram a necessidade do conhecimento profissional, no fornecimento de informações precisas, de forma que o programa pudesse executar corretamente o diagnóstico e sugerir o plano de tratamento. Além disto, tornaram-se encorajados quanto à sua aceitabilidade, e à expansão do programa, de maneira a tornar possível o reconhecimento dos casos de Classe II, primeira divisão, possíveis de tratamento com a utilização de aparelhos removíveis.

No Brasil, em 1988, ATTA; HENRIQUES⁷, da Faculdade de Odontologia de Bauru, USP, reconhecendo a importância do tema no cenário mundial e a participação do computador na rotina futura dos consultórios de Ortodontia, publicaram um artigo, no qual relacionaram o equipamento básico para a realização da cefalometria computadorizada, desta forma divulgando aos ortodontistas brasileiros as vantagens de sua utilização. Esclareceram que a função primária do computador é o processamento de dados sem erros e com maior rapidez. Na cefalometria, a sua aplicação englobou duas áreas. A primeira relacionada com estudos do crescimento e desenvolvimento craniofacial e predições; e a segunda com a análise cefalométrica do paciente em tratamento ortodôntico, comparando os valores das medidas obtidas com as medidas padrão. Nesta publicação, a terminologia empregada na área da informática, e necessária para a compreensão do equipamento foi traduzida e explicada. Em relação à digitalização dos pontos, esclareceram quanto aos pointers, ou os instrumentos de marcação propriamente ditos, podendo ser do tipo caneta eletrônica (stylus) ou cursor do tipo mira (possuindo uma pequena lente de aumento com uma cruz no centro, onde se coincide o ponto a ser marcado). Estes instrumentos de marcação

são utilizados em uma mesa gráfica, dita digitizer. O termo plotter, traduzido como traçador de gráficos, refere-se ao equipamento periférico que executa a parte gráfica, ou seja, desenha o cefalograma e escreve os valores das medidas. A impressora (printer), além de ser alfanumérica, pode possuir a característica de fazer desenhos, sendo plotter/printer, desta forma podendo substituir o trabalho do traçador de gráfico e diminuir o custo de todo o sistema. Estes equipamentos periféricos trabalham em conjunto com o microcomputador, também associado a um monitor de vídeo e um teclado, além do programa (software) de cefalometria propriamente dito.

Em 1989, através do trabalho publicado por HING⁶⁵, tem-se o conhecimento de um novo programa de traçado cefalométrico, chamado Quick Ceph^o, lançado pela firma Orthodontic Processing, da Califórnia. Neste trabalho de pesquisa, o autor avaliou a capacidade do programa em realizar traçados predictivos. Nesta época, a versão 1.1 do programa era executado no sistema Dos. Atualmente, sua mais nova versão, o Quick Ceph Image Pro, comercializado pela Quick Ceph Systems, opera nos programas Windows 95 e 98, realizando também digitalização de imagens, além da forma de utilização em mesa digitalizadora. Este programa foi lançado há 13 anos atrás, sendo o pioneiro em simulações de tratamento, o que ocorreu em 1986. Também foi o primeiro a introduzir a forma de compressão em Jpeg, em 1992, e em 1993 as melhorias na qualidade da imagem radiográfica. Um programa chamado Quick Ceph 2000, foi recentemente lançado no mercado, durante o encontro da American Association of Orthodontists (AAO), em San Diego, em 1999. Trata-se de uma versão modificada do Quick Ceph Image Pro, também atualmente comercializado, porém com muitas facilidades e melhorias. Estes programas encontram-se disponíveis para computadores Macintosh e IBM compatíveis.

^o Orthodontic Processing, 1001 B Ave., Suite 206. Coronado, CA 92118.

Em 1990, FISCHER- BRANDIES et al.⁴⁹ publicaram um trabalho utilizando um novo programa de traçado cefalométrico, o Dentofacial Planner 4.22 (Dfp)^P, lançado no mercado em fevereiro de 1989, pela firma canadense Dentofacial Software Inc., de Toronto, no Canadá. Neste trabalho, os autores avaliaram a capacidade de previsão das modificações dos tecidos moles faciais, resultantes do tratamento ortodôntico, em adultos. Houve precisão em 20 parâmetros cefalométricos, sendo o mais preciso o perfil do lábio superior, e o menos preciso o do lábio inferior.

WALKER¹⁵⁵, em 1990, publicou um artigo, componente do manual do usuário, descrevendo o programa Dentofacial Planner, versão 5.2, que trabalhava em conjunto com o programa Tools 5.2. Este programa de traçado cefalométrico executava suas funções, utilizando as coordenadas digitalizadas de uma série de pontos radiográficos, visando executar uma série de análises cefalométricas e superposições, estimar o crescimento, executar planos de tratamento ortodôntico, ortopédico e cirúrgico, realizar avaliações postero-anteriores e submentonianas, além de conversões da máxima intercuspidação habitual para a relação cêntrica. O programa foi concebido para funcionar em microcomputadores compatíveis com o padrão IBM, em processador 286, 386 ou 486, de 12MHz ou mais rápido, 640K RAM, disco rígido rápido, monitor de capacidade gráfica VGA, com o auxílio de um mouse, do programa Ms-Dos 3.3, da mesa digitalizadora transluscente Numonics 2210, e de uma impressora Hewlett-Packard 7740A colorida. O Dentofacial Planner é um programa que utiliza ícones para exprimir as funções, tais como a inserção de dados de identificação, selecionar as análises, realizar as superposições ou executar os planos de tratamento. O mouse é usado para ativar ícones ao lado de onde aparecem listas ou opções relacionadas, ditas menus. É também utilizado para reposição esquelética e dentária dinamicamente, durante a

^P Dentofacial Software, Inc. - 100 Simcoe Street, Suite 303, Toronto, Ontario, M5H362, Canada.

execução do plano de tratamento. A digitalização dos pontos para o programa permite que este utilize as coordenadas desses pontos para construir uma imagem matemática da radiografia. Esta imagem pode ser visualizada e manipulada em uma tela, podendo ser desenhada por uma impressora ou um desenhador de gráficos. várias análises cefalométricas encontram-se disponíveis no programa: Steiner, McNamara, Burstone, Downs, Ricketts, Grummons frontal, Harvold, Legan e Jarabak. A versão mais moderna do programa é a 7.02, concebida para trabalhar em ambiente Windows. Os programas Dentofacial Planner Plus 2.02 e Showcase 2.1 atualmente completam o Dentofacial Planner 7.02⁴¹, introduzindo as imagens digitalizadas de radiografias, fotografias e/ou modelos, permitindo inclusive exportá-las para outros programas, assim como através da Internet, para outros profissionais.

Também em 1990, CHACONAS et al.³⁵, apresentaram ao mundo o programa de traçado cefalométrico Digigraph Work Station^q, comercializado pela firma Dolphin Imaging Systems, da Califórnia, em três publicações sucessivas, esclarecedoras da forma de captação da imagem do paciente com a câmera de vídeo. A novidade deste método consiste nos traçados ditos não radiográficos, pois os pontos cefalométricos são demarcados diretamente sobre a pele, com um digitalizador sônico. Os pontos são digitalizados um a um, diretamente na pele facial, e automaticamente vão sendo superpostos na imagem facial previamente capturada com a câmera. Neste método, os pontos localizados em estruturas ósseas são calculados a partir de equações matemáticas, disponíveis no programa. A seqüência de marcação é orientada pelo programa, o qual coloca em destaque o ponto seguinte da análise selecionada. Pontos como sela, ápice dos incisivos e espinha nasal anterior não podem ser medidos diretamente, sendo que a localização destes é calculada pelo programa, a partir da localização de outros pontos relacionados, utilizando algoritmos matemáticos específicos. Com a

^q Dolphin Imaging Systems, 24841 Avenue Tibbetts, Valencia, CA.

associação das imagens, o programa possibilita a visualização superposta do traçado aos tecidos moles faciais. O programa disponibiliza uma grande variedade de análises cefalométricas, de diferentes autores. Além disto, possui a capacidade de realizar o tradicional VTO cirúrgico, sem a utilização de películas radiográficas, e de uma maneira extremamente rápida. Na parte 2 deste artigo, ALEXANDER et al.⁵ se propuseram a ensinar os profissionais a manejar o Digigraph, destacando sua contribuição na melhoria da comunicação entre os ortodontistas e os pacientes. No terceiro artigo da série de apresentações, CHACONAS et al.³⁵ se propuseram a avaliar a precisão das medidas cefalométricas obtidas a partir de pontos demarcados diretamente sobre a pele. A conclusão dos autores foi de que o método passou a ser mais uma alternativa de meio complementar de diagnóstico, lembrando que o método radiográfico também é passível de erros.

O artigo do pesquisador inglês OLIVER¹¹⁰, publicado em 1991, tornou possível o conhecimento do programa de traçado cefalométrico por ele desenvolvido, denominado Cardiff Cephalometrics (Cc)^r, em homenagem à sua cidade. Para o seu funcionamento, dispunha de um microcomputador 9836C, da firma Hewlett-Packard, em conjunto com um mesa digitalizadora 9874A. Cópias impressas dos resultados podiam ser obtidas em uma impressora 2602A e/ou num desenhador de gráficos 7550A. O digitalizador de seu programa possuía a forma de um cursor de mira, com lente de aumento. Neste artigo, o autor publicou os resultados da comparação de medidas efetuadas através do seu programa e de um outro, segundo ele recém-lançado pela firma Image Scan International, chamado sistema Isi (Imscan System)^s. Neste, a imagem radiográfica foi capturada com uma câmera de vídeo, havendo possibilidade de melhorar a imagem anteriormente à digitalização dos pontos. O digitalizador utilizado neste programa assemelhava-se ao do Cc, porém o espaço vazio no meio da cruz de

^r Department of Child Dental Health, Dental Scholl, Heath Park, Cardiff CF4 4XY.

^s Image Scan International Ltd, Suite 10, Raglan House, Llantarnam Park, Cwmbarn, Gwent NP4 3AX.

mira, destinado a coincidir com o ponto em demarcação, era de tamanho maior, resultando em localizações menos precisas dos pontos sobre as imagens digitalizadas.

LOWEY⁹⁴, pesquisador do departamento de Ortodontia e de Saúde Dentária Infantil do Royal London Hospital, apresentou, detalhadamente, em 1993, o sistema computadorizado de traçado cefalométrico, chamado Imscan (Isi), desenvolvido no Royal Berkshire Hospital. Neste sistema, a imagem radiográfica era capturada com uma câmera de infra-vermelho, sendo o programa operado com o cursor do mouse, desta maneira localizando-se os pontos cefalométricos sobre a imagem digitalizada, diretamente na tela do monitor de vídeo. Nesta ocasião, os autores realizaram com este sistema uma pesquisa, comparando os resultados das medições efetuadas neste e no sistema tradicional, no qual os pontos eram digitalizados sobre a radiografia posicionada na mesa digitalizadora.

Um novo programa para análise cefalométrica computadorizada foi descrito em 1994, pelo pesquisador de Atenas, na Grécia, HALAZONETIS⁵⁷. Denominado Viewbox[†], o programa fora desenvolvido em conjunto com a Microsoft Corporation, numa linguagem de computador chamada Actor, para funcionar no programa Windows 3.1, integrando-se totalmente com ele. Destinado à execução de traçados e análises cefalométricas laterais e frontais, permitia a realização de qualquer tipo de análise cefalométrica, em qualquer tipo de tomada radiográfica. Também tornava possível a realização do VTO e de traçados de superposição. Na realização dos traçados de superposição, qualquer possibilidade haveria, desde que o programa fosse informado em quais pontos se desejaria superpor os traçados. Para utilizá-lo, era necessário informar a ampliação do aparelho de raios X, para que fosse feito o ajuste da imagem ao tamanho real da radiografia. Isto era necessário porque o programa não fazia distinção sobre os tipos de radiografias

[†] Microsoft. <http://www.microsoft.com>

digitalizadas; ou seja, ele permitia realizar medições e análises em radiografias panorâmicas e periapicais também. Portanto, esta informação é que, de certa forma, tornava o programa capaz de ajustar o tamanho da imagem. Durante sua utilização, à medida que os pontos iam sendo marcados, a imagem desenhada pelo programa ia sendo mostrada, permitindo a conferência e possível acerto das marcações. Atualmente, a versão comercializada do programa é a Viewbox 2.6, melhorada para trabalhar em Windows 95 ou 98. Além das possibilidades oferecidas pela versão anterior, outras foram acrescentadas. As imagens radiográficas podem ser capturadas com digitalizador do tipo scanner ou câmera de vídeo. As imagens faciais podem ser capturadas também com a câmera de vídeo, para posteriormente associar as imagens dos traçados a estas, obtendo-se uma forma de sobreposição. Além disto, imagens de tomografias da ATM podem ser digitalizadas, e inclusive medidas.

Em 1995, NADLER¹⁰⁴ escreveu sobre a cefalometria computadorizada e sobre o programa por ele utilizado quando do planejamento de tratamentos em adolescentes e adultos, o Quick Ceph Image. Neste, era possível a digitalização de imagens faciais e de imagens radiográficas, sobre as quais diferentes análises podiam ser executadas, digitalizando os pontos diretamente sobre a tela do monitor, com a ajuda do cursor do mouse. Na oportunidade, destacou os problemas potenciais que podem ocorrer quando se cria imagens combinadas: 1) imprecisão nas superposições das imagens laterais e das radiografias, devido às distorções de perspectivas da imagem fotográfica e ampliação de pontos; 2) incorreto alinhamento da cabeça ou rotação da face, e para contornar este problema, sugeriu o cefalostato na captura da imagem facial com a câmera; e 3) ausência de padronização dos tecidos moles, particularmente dos lábios. Importante foi a consideração feita a respeito do cuidado a ser tomado em todos os tipos de tratamento, cirúrgico ou não, em não se garantir os resultados visualizados através dos recursos do programa.

As vantagens e as limitações da imagem digital constituíram a primeira das duas publicações de FORSYTH et al.⁵⁰, em 1996. Sobre a imagem digital, os autores esclareceram que ela é uma matriz de pedaços quadrados ou elementos quadrados (pixels), os quais formam um padrão em mosaico, no qual a imagem original pode ser reconstruída para uma tela visual. Uma imagem análoga, como um filme radiográfico, tem virtualmente, um infinito número de elementos, com cada elemento representado por uma contínua escala de cinza. Os pixels em uma imagem digital estão organizados em uma matriz. Por exemplo, uma matriz de 512 x 512 pixels contém 262.144 pixels. A resolução espacial da imagem melhora à medida que o número de pixels aumenta. Cada pixel tem um valor digital, que representa a intensidade de informação registrada pelo detector naquele ponto. Cada valor digital é representado por um número binário. A informação é registrada em termos de uma série de um ou zeros. Cada um ou zero é chamado bit. Em uma imagem de 6-bit, cada pixel terá 64 possíveis valores, variando de 0, que representa uma área preta na imagem, até 63, que representa uma área branca. Uma imagem de 8-bit terá 256 possíveis valores. A qualidade da imagem depende do número de pixels e do número de nuances ou tons de cinza que compõem a imagem. Os principais benefícios da utilização da imagem digital, segundo estes autores, são: redução na quantidade de radiação necessária na tomada radiográfica, uma vez que a definição da imagem pode ser melhorada no monitor. O arquivamento, a manipulação e a transmissão da imagem são outras vantagens, além da possibilidade futura de automação ou semi-automação da análise cefalométrica. Até aquela época, o principal problema era arquivar as imagens com boas definições, pela tecnologia vigente, entretanto mantendo a qualidade para o diagnóstico preciso. Comentaram a importância da preservação da qualidade da imagem radiográfica convencional, com isto reconhecendo seu valor. No segundo artigo desta série, os autores enumeraram e explicaram os fatores capazes de influenciar a qualidade da imagem digital. Estes fatores são: a resolução espacial, a inter-relação dos valores dos níveis de cinza dos pixels e a

densidade óptica da radiografia e a imagem na tela. A resolução espacial vem a ser a capacidade de diferenciar imagens de objetos pequenos, sendo medida em pares de linhas por milímetro (lp/mm). Quanto menor o tamanho do pixel, maior detalhe na imagem e maior a sua resolução. O menor detalhe detectável pelo olho humano é de 0,1mm x 0,1mm. Para obter imagens digitais de radiografias com pelo menos a mesma quantidade de informação disponível na radiografia original, são necessários pixels não maiores que 0,1mm, fornecendo uma resolução espacial de 5 pares de linhas por mm. O tamanho ótimo do pixel para uma dada aplicação será tanto pequeno quanto permita um nível aceitável de precisão diagnóstica, isto reduzindo a necessidade de arquivamento de dados ao mínimo. A densidade óptica mede o grau de escurecimento da radiografia, sendo calculada em uma escala logarítmica da proporção de luz incidente para a transmitida pelo filme. Esta escala usada corresponde àquela que o olho humano reage às intensidades de luz. A qualidade das imagens digitais está relacionada com o número de tons de cinza e a variação dos valores dos níveis de cinza está relacionada com a densidade óptica da região de interesse na radiografia convencional. Técnicas de melhorias da imagem, como equalização, podem ser utilizadas para melhorar as condições diagnósticas da imagem. A imagem visualizada na tela do monitor está em função da capacidade deste. Monitores que possuem acima de 625 linhas são rotineiramente usados para visualização de imagens digitais. Onde a qualidade da imagem é particularmente importante, convém utilizar um monitor de 2.048 linhas.

No mesmo mês deste ano, SABORIDO; CACHO¹²⁸, de Madrid, na Espanha, escreveram que existem disponíveis no mercado muitos recursos de captura e de manipulação de imagens radiográficas. O programa por eles utilizado era o Quick Ceph Image, em um microcomputador Macintosh 6100/66AV/CD, com monitor Apple de 15 polegadas, e a câmera de vídeo era de alta resolução, branco e preto, chamada Fotovix. Esta câmera de vídeo mais simples foi a

sugestão dada pelos autores, na tentativa de reduzir o custo do equipamento, e também devido ao espaço pequeno necessário para utilizá-la. Com ela também seria possível capturar imagens de diapositivos.

Ainda em 1996, a literatura nacional registou a publicação de TOIGO; MORO; VIGORITO¹⁵⁰, apresentando uma proposta de uma programa computadorizado, exclusivamente idealizado para a análise de Petrovic/ Lavergne, tal a importância desta na categorização dos pacientes ortodônticos quanto ao potencial de crescimento. Segundo os autores, Petrovic descreveu 6 categorias de crescimento, dentre as quais a resposta ao tratamento de um paciente, associada ou não ao seu potencial de crescimento pode se enquadrar. Estas categorias biológicas correspondem a 11 tipos rotacionais de crescimento. Estes, por sua vez, a 33 grupos rotacionais, gerando 70 possíveis situações clínicas. Com tantas possibilidades, a cefalometria computadorizada representa uma alternativa viável e rápida, para o uso rotineiro na clínica ortodôntica, de detectar indiretamente as 6 categorias de crescimento, e conseqüentemente, a capacidade de resposta ao tratamento, de uma criança em crescimento, por diversos tipos de aparelhos. Pensando assim, os autores apresentaram o programa por eles desenvolvido, em linguagem Clipper, o qual denominaram Petrovic/Lavergne Computadorizado, versão 5.2^u. O programa é compatível com computadores PC-IBM, com processadores no formato AT, 286, 386 e Pentium. Ele disponibiliza um banco de dados, no qual os pacientes ficam cadastrados, podendo ser excluídos ou haver novas inclusões. Do banco de dados pode-se extrair relatórios ou realizar consultas a qualquer momento. Para se obter a análise e inclusão de um paciente nas 6 categorias, é necessário registrar, primeiramente, os dados pessoais, a idade e o tipo de má oclusão. Em seguida, digitam-se os valores de 4 medidas cefalométricas: SNA, SNB, LM/LSN, LN/LSN. Numa fração de segundo, o computador fornece o resultado, qual seja, a categoria de crescimento à qual pertence o paciente, além de informar se o tratamento implicará ou não em

^u Instituto Metodista de Ensino Superior. Curso de pós-graduação em Ortodontia. São Paulo, S.P.

extrações de pré-molares, e uma lista dos melhores aparelhos indicados para o tratamento.

Muito importante foi o editorial da revista *Angle Orthodontist*, assinado por RUBIN¹²⁶, em 1997, com o título de “Making sense of cephalometrics”, escrito em meio ao turbilhão tecnológico ocorrendo em torno da cefalometria radiográfica. Neste artigo, e considerando as muitas análises cefalométricas existentes, o autor salienta a importância das medidas cefalométricas na comunicação descritiva, e no monitoramento das combinações de tratamento e crescimento. Chamou a atenção para a necessidade de adequação da medida, de acordo com o evento de crescimento a ser estudado, salientando as variações que podem ocorrer em regiões como a base do crânio e que constituem muitas vezes pontos de referência, independentemente do método utilizado.

ABELSON¹, em outubro de 1997, publicou um artigo muito extenso contendo informações técnicas de vários equipamentos disponíveis para a captura de imagens, tanto para microcomputadores do tipo PC como Macs. Encontram-se registrados os modelos de câmeras de vídeo e scanners, para slides e radiografias, assim como os respectivos custos do equipamento e comentários sobre o desempenho destes. O artigo colaborou no sentido de orientar o profissional interessado em adquirir um equipamento básico ou avançado, com vistas à realização de traçados cefalométricos em imagens digitalizadas.

Concordando com as expectativas de FORSYTH et al.⁵⁰, em 1996, o método de identificação automática de pontos cefalométricos^v foi apresentado por RUDOLPH; SINCLAIR; COGGINS¹²⁷, em fevereiro 1998. A localização dos pontos se dá através de um método de reconhecimento de padrões, utilizando-se da espectroscopia espacial. Este recurso é um método computadorizado que identifica

^v Department of Orthodontics, University of California Los Angeles, Department of Orthodontics, USC and Department of Computer Sciences, University of North Caroline.

estruturas, com base na convolução da imagem, usando um conjunto de filtros, seguido de um método de decisão, usando um padrão estatístico de técnicas de reconhecimento. Por este método, os aspectos característicos são usados para reconhecer estruturas anatômicas. A opinião emitida pelos autores foi de que o reconhecimento de padrões promete, no futuro, a realização de análises cefalométricas completamente automatizadas, e não apenas a marcação de pontos, tal como é o seu limite até os dias atuais.

No Brasil, atualmente, são comercializados alguns programas de traçado cefalométrico com uma característica em comum; trabalham com imagens digitais. Estes, entretanto, diferenciam-se pelas facilidades e recursos oferecidos.

O Ancef^w caracteriza-se por ser o mais simples de todos. Utiliza a digitalização do traçado dos pontos cefalométricos, em papel vegetal, em um scanner de mesa, compatível com padrão Twain. De acordo com as informações do fabricante, a LANSoft informática Ltda⁸⁸, de Piracicaba, São Paulo, o programa possui cadastro de pacientes, com histórico organizado em ordem cronológica. Possui também um conjunto de fichas para anamnese, as quais podem ser personalizadas pelo usuário, quando da documentação dos casos. Realiza análise de modelo para a dentadura mista, análise da maturação óssea, mantém um cadastro de análises cefalométricas disponíveis (Ricketts sumária, McNamara, Jarabak, Ricketts com 32 fatores, Steiner, padrão USP/UNICAMP, Tweed, CEEO, Projeção USP e Bimler), permite análise personalizada, guias para a localização dos pontos cefalométricos e sobreposição das imagens cefalométricas.

O programa Orto Manager^x, o qual já existe há mais de 8 anos, e atualmente encontra-se na versão 5.0, comercializado pela firma Soft Manager¹³⁹,

^w LANSoft informática Ltda., Av. Raposo Tavares, 1217, Paulicéia, Piracicaba, SP. Fone/fax: (019) 434-6648.

^x Soft Manager sistemas para informática. R. São Thomaz de Aquino, 155, Curitiba, PR. Fone: (041) 243-8791

possui as seguintes características técnicas: 1^a) realiza traçado e análises cefalométricas diversas, tais como: Ricketts lateral 11 e 33 fatores, e frontal 7 e 18 fatores, McNamara, Tweed, Steiner, padrão USP, FOB-USP, UFPR, Profis, Bimler, Petrovic, CEEO/Interlandi, Jarabak/Björk, carpal, vias aéreas, Projeção USP, Sassouni, Witts, Wylie, erupção dos terceiros molares, borderline (Baptista) e displasia dentofacial; 2^a) realiza análise de modelo; e 3^a) é também um programa de gerenciamento de consultório ortodôntico. Na realização da cefalometria são empregadas as imagens digitais, capturadas com scanners ou máquinas fotográficas digitais. Os resultados são fornecidos em forma de relatório, podendo ser impressos em impressora jato de tinta colorida. A configuração recomendada para utilizar o programa é um microcomputador PC com processador Pentium ou 586 200Mhz, 32 MB de memória RAM, Windows 95 ou 98, monitor de vídeo SVGA, espaço disponível no disco rígido de 8 MB, uma unidade de disco 3 1/2", placa de vídeo aceleradora SVGA, de 65.000 cores simultâneas, marca ATI ou Diamond. O programa possibilita a superposição do traçado obtido à imagem radiográfica. No desenho final do traçado há necessidade de ajuste manuais. Existem ferramentas auxiliares de marcação dos pontos.

A firma Radiomemory¹¹⁴, de Belo Horizonte, Minas Gerais, lançou o programa Radiocef 1.0^y em 1994, e posteriormente lançando a versão 2.0, em 1998. O programa também trabalha com a tecnologia de imagens digitais, oferecendo recursos de melhoria da qualidade de imagem, como zoom, alterações na escala de cinza, filtros digitais e ferramentas geométricas, a fim de tornar a localização dos pontos anatômicos uma tarefa simples. As radiografias cefalométricas são capturadas com um scanner, equipado com leitor de transparência, sendo então visualizadas na tela do monitor de vídeo, onde se efetua a marcação dos pontos cefalométricos, de acordo com a análise

^y Radiomemory. Rua Timbiras, 1560, s/1806 e 1807. Belo Horizonte – M.G. Fone: (031) 213-6447.

selecionada. Ao término da marcação dos pontos, um ícone disponibiliza o relatório das medições efetuadas, podendo este ser impresso, assim como o cefalograma, em impressora jato de tinta. O cefalograma gerado permite ajustes manuais, realizados com a ajuda do mouse, acionando ferramentas e ícones próprios da função. Existe a possibilidade de personalização de análises preferenciais. Também há a possibilidade de superpor o cefalograma à imagem da radiografia. O programa é auto explicativo na maioria de suas funções, possuindo também um manual de instruções, fornecido juntamente com o programa. Uma outra característica do programa é não permitir a exportação de dados, nem das imagens, para qualquer outro programa. O equipamento recomendado para a utilização do Radiocef 2.0¹⁰³ é um microcomputador Pentium ou 586 200Mhz, 32 MB de memória RAM, Windows 95 ou 98, monitor de vídeo SVGA, espaço disponível no disco rígido de 8 MB, uma unidade de disco 3 1/2", placa de vídeo aceleradora SVGA, de 65.000 cores simultâneas, marca ATI ou Diamond. Basicamente, o equipamento necessário para o funcionamento dos programas nacionais é o mesmo.

O programa Ortofácil encontra-se em fase experimental²⁶, tendo sido lançado em 1999. Trata-se de um programa que oferece muitas facilidades e recursos, tendo sido inspirado em diversos programas existentes no mercado. A cefalometria é realizada a partir da digitalização da imagem radiográfica, por meio de um scanner com leitor de transparência, câmera fotográfica digital ou câmera de vídeo. O programa também é apresentado dentro de um programa de gerenciamento de clínica radiológica. Possui várias análises cefalométricas incorporadas, com a possibilidade do usuário personalizar a de sua preferência. Trabalha em ambiente Windows 95 e 98, integrado a ele, oferecendo a possibilidade de exportação de imagens e outros dados. A impressão do relatório e/ou do cefalograma é realizado por uma impressora jato de tinta colorida.

A firma CDT Consultoria Desenvolvimento e Treinamento em Informática Ltda³⁴, iniciará a comercialização do programa de traçado cefalométrico chamado Cef-X^z, em outubro de 2000, quando será lançado no Congresso bianual da Sociedade Paulista de Ortodontia, em São Paulo, SP. Segundo informações da equipe de desenvolvimento tecnológico da empresa, o fabricante promete a incorporação de recursos tecnológicos não disponíveis nos demais programas nacionais do mercado, tais como: a possibilidade de realização dos traçados cefalométricos a partir das imagens radiográficas digitalizadas, e também a partir da utilização da mesa digitalizadora; assim como a incorporação de um programa de estatística. Também há previsão deste programa ser comercializado a um custo compatível com os atuais programas nacionais. Na atualidade, o programa está sendo comercializado apenas para os usuários do programa de gerenciamento de clínicas radiológicas desenvolvido pela empresa, o Foton X, operando como um subproduto deste. O programa é uma versão nacional, inspirada no programa Quick Ceph Image Pro.

2.3 ERRO METODOLÓGICO: REPRODUTIBILIDADE E CONFIABILIDADE NA MARCAÇÃO DOS PONTOS E NA OBTENÇÃO DAS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS

A literatura relativa à pesquisa de erros metodológicos é muito extensa, e vários foram os pesquisadores que estudaram o assunto. Há também muitas variações de metodologia, motivo pelo qual muitos dos trabalhos encontram-se aqui descritos.

BJÖRK; SOLOW¹⁹, em 1962, radiografaram 101 crânios de indianos adultos, de ambos os sexos, os quais preservavam estruturas mais delicadas,

^z CDT Consultoria Desenvolvimento e Treinamento em Informática Ltda. R. Cândido Mariano, 1138. Cuiabá, MT. Fone: (065) 623-7699. <http://cdt.com.br>

como os processos coronóides e o dorso da sela túrcica, que com freqüência são destruídas nos crânios secos, para realizar demarcações de vários pontos. Os pontos localizados foram: básio (ba); projeção da borda anterior do forame magno em uma tangente sobre o contorno inferior do forame; etmoidal (eth); ponto mais inferior na lâmina cribiforme do osso etmóide em relação à linha sela-násio; ponto (m) na crista média da fossa craniana anterior, imediatamente acima do etmoidal em relação à linha sela-násio; násio (n); ponto mais anterior da sutura fronto-nasal; ponto (o_1) no teto da órbita; ponto (o_2) da interseção entre o contorno do teto da órbita e a superfície interna do osso frontal; pterigomaxilar (pm); ponto de interseção entre o contorno dorsal da maxila e o assoalho nasal; sela (s); centro da cripta óssea formando a sela túrcica; ponto espinhal (sp); ápice da espinha nasal anterior. As seguintes linhas de referência foram desenhadas: NL, passando pelos pontos sp e pm; O_1SL ; O_2SL ; MSL; NSL; ESL; as linhas unindo os pontos O_1 ; O_2 ; M; N e Eth, respectivamente com o ponto s. A partir destas demarcações, realizaram várias medições. Em seguida examinaram a ocorrência de erros nas demarcações, correlacionando tais erros com erros nas medições, por meio de teste estatístico de análise de correlação, com o coeficiente de correlação de Brovais-Pearson, auxiliados pelo computador. O problema resumia-se em saber se dois ângulos com o vértice em comum iriam estar apresentando alterações nos valores, caso a demarcação do ponto no vértice contivesse erro, logo aumentando o coeficiente de correlação. Em cada uma das 101 radiografias, 11 ângulos foram medidos; primeiro sem marcar os pontos e depois efetuando a marcação com lápis. Os valores encontrados foram referidos com séries A e B, respectivamente. Todos os valores foram obtidos medindo diretamente nos filmes. Na análise estatística dos dados coletados, os coeficientes de correlação foram calculados para 11 medidas na série A tomadas aos pares, dando um total de 55 coeficientes de correlação. Este mesmo procedimento foi efetuado para as medidas da série B. Os valores foram expressos em tabelas. Os resultados evidenciaram que a marcação introduziu um erro sistemático, que aumentou o coeficiente de correlação. Os autores concluíram que todas as medições destinadas para uso em

análises de correlação devem ser obtidas sem a marcação dos pontos ou das linhas de referência. Na segunda parte do estudo, o efeito do uso de medidas obtidas por adição ou subtração de outras medidas obtidas diretamente no filme foi estudado. Encontraram que, sob determinadas condições pode haver um aumento, e sobre outras condições uma diminuição no coeficiente de correlação, concluindo que todas as medidas usadas em análises de correlação devem ser obtidas diretamente e não calculadas a partir de outros valores.

SAVARA; TRACY; MILLER¹³⁴, em um trabalho de pesquisa publicado em 1966, consideraram que a contribuição de qualquer sistema de medição cefalométrica não pode ser empregado, desde que os erros não tenham sido analisados. Estes pesquisadores de Portland, Oregon, escreveram que ao se analisar os erros cefalométricos, o entendimento dos termos validade e confiabilidade necessitam ser compreendidos. Validade refere-se ao grau de aproximação aos valores físicos reais, e confiabilidade refere-se às repetições semelhantes. Desta forma, a validade deve ser pesquisada comparando-se medições de cefalogramas com medições reais do crânio; e a confiabilidade é determinada realizando-se medições repetidas, na mesma radiografia. Erros atribuídos à confiabilidade podem ser atribuídos à localização dos pontos e/ou à obtenção das medidas. Neste trabalho, os autores analisaram erros de medições cefalométricas em 5 distâncias mandibulares, obtidas tridimensionalmente. Variabilidades devidas à localização dos pontos e às medições foram estimadas como fontes de erro separadas. Além disto, o erro cumulativo de localização de ponto e de medição foi comparado com a variação de criança para criança para cada dimensão, a fim de determinar se a variabilidade total do sistema de medição cefalométrica é pequena demais para permitir a detecção de diferenças individuais em crianças saudáveis. A técnica para a obtenção de medidas tridimensionais foi descrita por SAVARA¹³³ (1966), podendo ser assim resumida: marcação dos pontos em um conjunto de cefalogramas laterais, boca aberta e fechada, para a localização do condílio, e um cefalograma frontal. Daí, o examinador, usando um

cartão de referência, executa a conversão da medida dos pontos em 3 coordenadas numéricas. Duas coordenadas, profundidade e altura, são determinadas a partir dos traçados laterais e a coordenada largura a partir do traçado frontal. Um programa de computador calcula os valores das distâncias entre os pares de medidas, corrigindo a ampliação e a distorção. Esta análise de confiabilidade consistiu de determinações repetidas de distâncias. Por isso, as marcações foram feitas por dois examinadores, cada um em dois conjuntos de traçados para cada conjunto de cefalogramas frontais e laterais, totalizando 16 distâncias para cada conjunto de traçado. Na amostra foram utilizadas 10 conjuntos de radiografias de meninos de 7 anos de idade, obtendo um total de 160 distâncias. Nenhuma marcação de ponto ou de medida foi obtida no mesmo dia ou em dias consecutivos, tendo obedecido uma escolha aleatória. As dimensões medidas na mandíbula foram altura, comprimento mandibular, largura bigoníaca e largura bicondilar. Em resumo, pela análise de variância foram encontradas diferenças em 4 fatores: inter e intra-examinadores, inter e intra medidas. Componentes do desvio padrão estimado para cada fator mostrou quantidades de contribuição de cada fonte de erro, sendo que a variabilidade na localização dos pontos foi 5 vezes maior do que nas medições. Comparações dos desvios padrão inter-grupos e entre crianças mostrou variabilidades inter-grupo de 15% e de 37% entre crianças.

A reprodutibilidade de alguns pontos, linhas e planos usados em análises cefalométricas foi investigada por RICHARDSON¹⁷, de Belfast, na Irlanda, também em 1966, em uma amostra de 10 radiografias laterais. Estas eram posicionadas padronizadamente, nos planos horizontal e vertical com uma régua T, para a marcação dos pontos. O procedimento foi repetido uma semana depois. Um outro examinador executou ambos os procedimentos. Com as linhas usadas para referência, as radiografias traçadas por cada um dos examinadores foram superpostas, por um deles, a fim de medir as variações, sendo este procedimento realizado pelo outro. De um total de 164 médias com diferenças, 33 foram

significantes, ao nível de 5%. Destas, 23 foram entre os examinadores, com um deles reproduzindo as medidas com maior precisão. Sobre os pontos, a conclusão foi de que alguns são localizados com mais precisão do que outros, sendo que não seguem o padrão de precisão no sentido horizontal ou vertical. Os pontos cranianos possuem uma margem de erro de pelo menos 1mm. Os pontos orbitário e Bolton foram os mais acertados. Desvios na vertical foram maiores quando estruturas anatómicas curvas no perfil estavam envolvidas, como nos pontos A e B. Desvios no sentido horizontal foram observados em particular para os pontos mentoniano, espinha nasal anterior e B. Isto levou à conclusão de que uma avaliação cefalométrica adequada implica na correta escolha de determinado ponto para investigações específicas.

Em 1969 foram publicados os resultados do trabalho dos pesquisadores ingleses BENNETT; SMALES¹⁵, acerca da precisão de medidas cefalométricas angulares. Utilizando 10 radiografias tecnicamente padronizadas, estas foram traçadas por 3 ortodontistas. Nos resultados encontrados, as medidas envolvendo o longo eixo dos dentes e planos faciais mostraram variações e erros. Estas medidas foram: ângulo entre o incisivo superior e o plano maxilar, ângulo entre o incisivo inferior e o plano mandibular, ângulo interincisivos e ângulo entre os planos maxilar e mandibular. Os ângulos SNA, SNB e ANB não acusaram variações estatisticamente significantes. Os autores inferiram que as medidas angulares envolvendo o longo eixo dos dentes e os planos faciais estão sujeitas a considerável variação e erro.

Ao verificar que as pesquisas voltavam-se para a reprodutibilidade, KVAM; KROGSTAD⁸⁶, da Universidade de Oslo, na Noruega, em 1969, interessaram-se em avaliar a variabilidade nos traçados. Assim, selecionaram 3 radiografias de boa qualidade, as quais foram traçadas por 18 estudantes, sendo 13 alunos de graduação e 5 de pós-graduação. Cada participante mediu 8 ângulos em cada radiografia. Os resultados obtidos revelaram que os desvios padrão dos estudantes

de graduação foram maiores e a variabilidade diminuiu quando os pontos eram de localização mais fácil. Os estudantes de pós-graduação produziram medições muitas vezes comparáveis às de operadores experientes, úteis para propósitos de diagnóstico.

Com interesse continuado no tema, em 1971, KROGSTAD; KVAM⁸⁵ estudaram os erros geométricos nas medições. O propósito desta vez foi estimar medições lineares quando os pontos são precisamente localizados. Além disto, propuseram-se a estudar as diferenças de ampliações entre os lados direito e esquerdo, bem como a diferença na ampliação relacionada à variação na largura das dimensões faciais. A amostra consistiu de 13 radiografias, obtidas repetidamente de uma figura acrílica, em um cefalostato. Anteriormente às tomadas radiográficas, 13 bolinhas metálicas de 0,8mm foram colocadas sobre a figura, sendo 4 na região do pório, 3 na região do gônio, 3 na região molar e 3 na região incisal. A figura foi modificada de posição, controladamente, com as distâncias objeto-filme variando de 13 a 37cm, aumentadas de 2 em 2cm. Onze estudantes de pós-graduação mediram as distâncias. Na região do pório, na diagonal, as distâncias foram medidas 5 vezes, com intervalos de uma semana. As distâncias horizontais e verticais das regiões dos demais pontos demarcados foram medidas apenas uma vez. Os erros de medição avaliados foram pequenos, podendo relacionar estes resultados com localizações exatas dos pontos. As medições relativas ao aumento da distância objeto-filme mostraram ser lineares, não envolvendo grandes erros de medição. Diferenças na ampliação de estruturas bilaterais precisam ser consideradas. Os erros de ampliação de imagem foram reduzidos quando se usou estruturas mais próximas do filme, ou quando se usou a média das imagens. Erros devidos à variação nas larguras individuais podem ser negligenciados para propósitos cefalométricos gerais.

A confiabilidade das medições cefalométricas foi pesquisada em duas etapas, no ano de 1971, por BAUMRIND; FRANTZ¹¹. Na primeira pesquisa, a

identificação dos pontos foi o tema, e na segunda, as medições propriamente ditas, angulares e lineares. Estes autores classificaram os erros na marcação dos pontos de “erros de identificação”. Para medir estes erros quantitativamente, selecionaram, ao acaso, 20 radiografias laterais de um total de 122 casos finalizados entre 1954 e 1964 na Universidade da Califórnia. Estas radiografias foram todas obtidas com o paciente posicionado com o lado esquerdo da face próximo ao filme, e o feixe de radiação central dirigido ao eixo Po-Po. Um molde de plástico transparente retangular, contendo 4 perfurações de distâncias conhecidas, foi usado para enquadrar a área do filme onde os pontos iam ser determinados. Cada radiografia foi utilizada para a marcação dos pontos, por 5 alunos de pós-graduação do primeiro ano; todos treinados em diagnóstico cefalométrico durante 7 meses, totalizando 100 radiografias marcadas. Dezesseis pontos foram escolhidos: S, Na, Or, A, incisal e ápice do incisivo superior, incisal e ápice do incisivo inferior, B, P, Me, oclusomesial da cúspide mesiovestibular do primeiro molar inferior direito, oclusomesial da cúspide mesiovestibular do primeiro molar inferior esquerdo, Go superior, Go inferior e Po. Considerando ser impossível uma superposição precisa, utilizaram um programa de computador para realizar este passo fielmente, por meio de coordenadas X e Y, as quais superpõem matematicamente os pontos. Assim, foi possível verificar o grau de concentração ou dispersão dos erros para cada ponto, em gráficos. A distribuição dos erros não se deu ao acaso, e sim sistematicamente, de forma que cada medida tem sua própria característica, configurando um “envelope de erro”, cuja forma é não circular, e sim determinada pelos pontos do gráfico de dispersão. Médias, desvios padrão e erros padrão foram tabulados, permitindo inferir que os erros da maioria das medidas variam nas duas direções: X e Y. Os erros foram muito significativos para serem ignorados. A magnitude do erro variou de medida para medida. Onde a margem é fina, como por exemplo as bordas incisais dos incisivos superior e inferior, houve mais acertos. Entretanto, onde a margem é uma curva, por exemplo na localização dos pontos A e B, os erros foram maiores. Estruturas superpostas também dificultaram a localização precisa dos pontos, por falta de contraste com

as áreas vizinhas, sendo um exemplo o ápice do incisivo inferior. Pontos como o Go e Or são alvos de erro por falha na definição. O ponto Po não apresentou erros por ter sido definido como o do aparelho. Os pontos S e Na também não apresentaram erros significantes. Os autores apresentaram contas de probabilidade de erros, baseados no desvio padrão e no número da amostra, sugerindo algumas repetições dos traçados, quando estes tiverem por objetivo estudos comparativos, objetivando diminuir tais erros. Segundo eles, a probabilidade de localizar 16 pontos cefalométricos corretamente é de 44%. Com isto, sugeriram que as radiografias utilizadas para fins de análises clínicas tenham os traçados cefalométricos pelo menos duplicados.

A segunda pesquisa de BAUMRIND; FRANTZ¹² objetivou identificar os efeitos dos erros de identificação sobre os valores das medidas angulares e lineares. Segundo os autores, podem ocorrer 3 tipos de erros: de projeção, de localização dos pontos e erros mecânicos de confecção das linhas ou de medições com régua e transferidor. Os erros de projeção são controlados quando da escolha de medidas angulares, em vez de lineares, as quais permanecem constantes apesar da ampliação. Além disto, medidas lineares obtidas de pontos no plano sagital mediano têm uma distância constante do filme e do aparelho de raios X, possuindo um fator de aumento constante. Como é extremamente difícil repetir a tomada radiográfica exatamente igual, deve-se ter em mente que desde que a posição da cabeça não gire mais do que 10 graus em relação ao plano sagital, as medidas lineares e angulares não sofrem diferenças. Erros introduzidos nos desenhos das linhas pelo método manual, e nas medições com régua e transferidor são conceitualmente triviais. Estes podem ser eliminados com o uso do computador, e os autores comentaram que no futuro as análises serão realizadas desta maneira, restando apenas os erros de identificação dos pontos. Nesta pesquisa, os autores objetivaram determinar a magnitude de distribuições dos erros nas medidas lineares e angulares, em detrimento de erros na localização dos pontos. Há que se pensar em três considerações, as quais determinam qual será o

impacto que o erro na identificação de um ponto específico terá nos valores envolvendo aquele ponto. A primeira é a real magnitude do erro envolvido na identificação do ponto específico. A segunda é a distância linear no traçado entre este ponto e os outros pontos, unidos no processo de computar uma dada medida. Para medições lineares, quanto menor o segmento medido, maior é a porcentagem de erro e vice-versa. No caso das medidas angulares também, ou seja, quanto mais próximos os pontos determinando os segmentos de linha, maiores serão os efeitos de erros de medição no valor angular calculado. A terceira consideração tecida foi a direção na qual o segmento linear entre dois pontos cruza o envelope de erro de cada ponto. Se a direção da linha cruzar a margem do envelope de erro, o erro médio introduzido será obviamente menor do que se a linha cruzar o centro do envelope de erro. Após tais considerações, os autores tomaram como base as coordenadas que definiram os pontos na primeira pesquisa para a realização desta. Estes dados constituíram 1.600 medidas (16 medidas por traçado x 5 traçados por radiografia x 20 radiografias). Os ângulos pesquisados foram: SNA, SNB, ANB, do plano facial, de convexidade, do plano AB, do plano mandibular, do eixo Y, do plano oclusal, interincisal, entre o incisivo inferior e o plano mandibular, entre o incisivo inferior e o plano oclusal, FMIA, entre o incisivo superior e a linha NA, entre o incisivo inferior e a linha NB, entre o plano oclusal e a linha S, entre GoGn e Sn ; e as distâncias foram: incisivo inferior à linha NB e proporção de Holdaway. Dos resultados observados, a mais notável inferência foi que as medidas angulares e lineares contiveram erros consideráveis. A magnitude do erro diferiu de medida para medida; portanto, não sendo possível considerar todas as medidas angulares ou lineares com a mesma confiabilidade Os autores comentaram que os valores absolutos dos erros e a variabilidade tenderam a ser maiores entre os valores angulares. Também relataram ter encontrado uma proporção de erros maior do que em outros estudos, atribuindo este fato a erros subestimados, por uma ou duas das seguintes razões: 1^a) tratamento independente para duas variáveis dependentes; e 2^a) uso inapropriado de testes estatísticos. Outro ponto considerado foi a interdependência das medidas, onde os

erros podem estar em dois ou mais pontos envolvidos. Concluíram afirmando que uma das formas de diminuir os erros é a repetição dos traçados.

SEKIGUCHI; SAVARA¹³⁵ também pesquisaram a variabilidade de pontos cefalométricos, em 1972. Selecionaram pontos utilizados para estudar o crescimento facial, com o objetivo de discutir os problemas que originam as variações na marcação desses pontos e apresentar critérios visando minimizar a variabilidade. A amostra era de 3 cefalogramas de crianças aos 5, 10 e 15 anos, totalizando 9, os quais foram aleatoriamente escolhidos. Desta forma, foi possível analisar a variabilidade intra e inter pacientes. Para analisar a variabilidade intra paciente, selecionaram uma das crianças, aleatoriamente. A localização dos pontos foi determinada duas vezes, e para tornar a pesquisa mais consistente, utilizaram os outros cefalogramas previamente obtidos nestas idades. Os resultados foram apresentados em forma de discussão, sugerindo formas de localização mais precisa dos pontos. Dentre os pontos estudados, os pontos Or, Ena, ponto mais inferior na sutura zigomaticomaxilar em idade mais precoce, PTM, Pog quando localizado em relação ao plano de Frankfurt, Go, quando se deixa de observar o relacionamento entre as imagens dos lados direito e esquerdo e de distinguir a imagem das paredes do trato faringeano, bem como o Co foram os mais variáveis. Segundo conclusões dos autores, as variações na imagem individual dos pontos no cefalograma são consideráveis. Os fatores que contribuem para este problema são: 1) a técnica radiográfica; 2) a complexidade anatômica da região; e 3) a localização de pontos no cefalograma durante o traçado. Devido à padronização das técnicas, erros derivados deste fator foram reduzidos ao mínimo. Entretanto, erros na localização são consideráveis, pela falta de exatidão e critérios, assim como pela dificuldade gerada em regiões anatômicas complexas, explicando os resultados encontrados.

Em 1974, os suecos MIDTGARD; BJÖRK; LINDER-ARONSON¹⁰² avaliaram a reprodutibilidade de pontos e os erros de medições cefalométricas em distâncias

cranianas. O material do estudo consistiu de 2 radiografias consecutivas de 25 crianças, aleatoriamente escolhidas, com a média de idade de 11,1 anos. O único critério de seleção das radiografias foi o completo desenvolvimento radicular dos incisivos inferiores, para permitir o registro de seus ápices. O método de traçado foi o manual, por dois examinadores, com as radiografias afixadas por um sistema capaz de reproduzir as duas radiografias de cada criança sempre em uma mesma posição, quando do traçado. Os seguintes pontos: Ar, Ba, Go, Me, N, Or, Pog, Po, Ptm, ápice do incisivo superior, ápice do incisivo inferior, S, Ena, A, B, e as distâncias: N-S, S-Ba, N-A, N-B, N-Pog, N-Me e Me-Go foram estudados. Os autores compararam: 1) a localização dos pontos nas duas radiografias do mesmo paciente; 2) a localização dos pontos na mesma radiografia, em duas ocasiões, no intervalo de um mês; 3) os resultados dos dois observadores ao localizarem os pontos em uma e na outra radiografia; e 4) as medições de distância obtidas com o intervalo de um mês. Por meio da análise estatística de variância, a comparação dos pontos localizados nas duas radiografias consecutivas não mostrou diferenças significantes. A comparação das localizações sobre a mesma radiografia, em ocasiões diferentes, também não mostrou diferenças estatisticamente significantes, apesar de algumas variações, indicando que o intervalo de um mês não foi importante. Da mesma forma os resultados não mostraram diferenças entre os examinadores, na localização dos pontos. As medições de distâncias após um mês, foram mais imprecisas em N-A e N-B. As distâncias mais precisas foram N-Me e Go-Me. Finalizando, os autores concluíram que a reprodutibilidade dos pontos estudados parece torná-los aceitáveis em análises rotineiras de diagnóstico, por outro lado duvidosos para as avaliações do crescimento e do tratamento.

Um ponto relevante do tema, que vem a ser o significado clínico dos erros de traçado em cefalometria, foi abordado por GRAVELY; BENZIES⁵⁶, pesquisadores ingleses, também em 1974. A partir de uma amostra de 103 radiografias cefalométricas, aleatoriamente escolhidas, oriundas da Leeds

University Dental School and Hospital (35) e de outras escolas de Odontologia (68), três examinadores executaram 2 traçados, com intervalo de 14 dias. Destes, dois eram ortodontistas, e o outro não; porém, tendo sido treinado a identificar os pontos radiográficos por um dos dois ortodontistas. Os pontos demarcados foram: N, S, A, B, incisal dos incisivos superior e inferior, ápice dos incisivos superior e inferior, Or, Po, Ena, Enp, Me, Go e Pog; e os ângulos medidos foram: SNA, SNB, ANB, \angle S-N, \angle Po-Or, \angle Ena-Enp, \angle \bar{T} , \bar{T} Po-Or, \bar{T} Ena-Enp, \bar{T} Go-Me, Go-Me. plano oclusal, Ena-Enp. Go-Me, Po-Or. Go-Me, Pog-N. S-N e Eixo Y. S-N. Com os valores de todas as medidas, os limites de confiança foram calculados, para as medições de cada examinador, aos níveis de 1% e 5%. Em geral, os erros dos dois ortodontistas apresentaram resultados semelhantes, e suavemente menores do que do terceiro examinador, não possuidor do conhecimento anatômico dos pontos. O ângulo SNA foi o que apresentou menos erros na leitura. O erro envolvido na inclinação axial dos dentes e no ângulo entre os incisivos foi relativamente alto. A principal consideração, a partir dos resultados, foi que mesmo ortodontistas com anos de experiência cometem níveis de erros, os quais tornam a avaliação de um único traçado suspeita. Como a mudança na inclinação dos incisivos é parte importante de muitos tratamentos ortodônticos, os autores questionaram com que grau de confiança as medições cefalométricas aí envolvidas podem ser aceitas, de maneira a fundamentar estas mudanças de posição. Baseado nos cálculos feitos a partir dos dados dos limites de confiança, para diferenças reais de 5 graus, encontradas do primeiro traçado inicial para o segundo, e ao nível de 1%, são necessárias medições por 3 vezes. Para diferenças de 4, 3, 2 e 1 graus, são necessárias respectivamente 69, 18, 8 e 5 medições iniciais e finais. Considerando a impraticabilidade de tantas repetições, quando pequenas mudanças na inclinação dentária forem medidas, torna-se necessário adotar níveis de probabilidades mais baixos. A nitidez da radiografia pode favorecer a ocorrência de erros, dentro de um espectro de qualidade; entretanto, com exceção do ângulo interincisivos, não foi observada uma correlação. Isto não permitiu atribuir os erros à qualidade das radiografias.

Concluindo, os autores sugeriram que o sucesso do tratamento seja avaliado selecionando-se medidas que ofereçam menor margem de erro, e comentaram que, infelizmente, aquelas relacionadas à inclinação dos incisivos encontram-se entre as menos confiáveis. Além disto, para tornar as medições válidas, mesmo a um baixo nível de probabilidade, necessita-se um grande número de traçados. Por esta razão, quando da publicação dos casos, eles recomendaram que seja informado o número de traçados realizados e os níveis de probabilidade. Caso não, a interpretação dos dados deve ser vista com reservas.

McWILLIAM; WELANDER¹⁰¹, do Central Hospital, em Boden, na Suécia, discutiram, em 1978, como a qualidade da imagem radiográfica pode influenciar na identificação dos pontos cefalométricos. Utilizaram radiografias obtidas de um fantoma no cefalostato, com 3 tipos de ecrans intensificadores. Cinco tomadas radiográficas foram obtidas com cada tipo de ecran, totalizando 15. Cinco ortodontistas experientes participaram da pesquisa. Pontos em áreas de tecido ósseo e mole foram escolhidos, sendo estes demarcados diretamente sobre a radiografia. Um dos examinadores coletou os dados, utilizando a subtração de imagem, e estes foram organizados pelo computador, em coordenadas X e Y. Na verificação dos resultados, os pesquisadores preocuparam-se em avaliar se o erro do método não havia influenciado. Encontraram valores não expressivos. Os resultados foram inconsistentes e confusos, com uma grande variabilidade entre os observadores. Embora sendo um resultado questionável, o ecran de maior sensibilidade afetou o diagnóstico, muito embora os autores tenham concluído dizendo recomendar este tipo, devido à redução da dosagem de radiação ao paciente.

Os resultados do trabalho de BROCH; SLAGSVOLD; RøSLER³¹, do departamento de Ortodontia da Universidade de Oslo, na Noruega, em 1981, sobre erros de identificação de pontos cefalométricos em radiografias, mostraram variações consideráveis na marcação de diferentes pontos. O estudo baseou-se

numa amostra de 30 radiografias de crianças entre 9 e 10 anos de idade. Quinze pontos foram escolhidos e marcados duas vezes, utilizando um digitalizador desenvolvido em conjunto pelo Departamento de Ortodontia da Universidade de Oslo e pelo Instituto de Pesquisa Industrial da Noruega. anteriormente referido no trabalho de BONDEVIK; RØSLER; SLAGSVOLD²⁵. O uso do digitalizador eliminou os erros de medição. Dos pontos analisados, verificaram que o erro foi 4 a 5 vezes maior na localização do ponto Ba, comparado à incisal do incisivo inferior, simbolizando os dois extremos de variabilidade. Por meio da observação das figuras ilustrativas do artigo, pôde-se observar os desvios entre a primeira e a segunda medição, ao longo dos eixos X e Y. Em alguns casos individuais houve discrepâncias acentuadas entre os dois registros. Os autores relacionaram os erros à dependência de 5 fatores: características das estruturas cranianas, qualidade geral da radiografia, borramento das estruturas anatômicas, causado por radiação secundária ou por movimentos no momento da tomada radiográfica, precisão do método de obtenção e precisão do operador. Do ponto de vista prático, eles concluíram ser possível a obtenção de boa reprodução da maioria dos pontos radiográficos, por meio de equipamento de alta qualidade e de um método de registro preciso. Comentaram ainda o fato de que alguns pontos são mais confiavelmente obtidos do que outros, como exemplo o ponto espinha nasal e o ponto B. Erros mais extremos na identificação em casos individuais podem ser de menor importância em estudos de grupo, especialmente se os grupos e as dimensões medidas são grandes. Entretanto, em estudos individuais e de pequenas dimensões, eles constituem um problema preocupante.

No ano seguinte, 1982, STABRUN; DANIELSEN¹⁴¹, também de Oslo, realizaram uma pesquisa com o objetivo de identificar a precisão na identificação de pontos cefalométricos. Nesta, 14 pontos foram escolhidos, para serem demarcados por dois operadores, previamente calibrados. Os resultados foram apresentados em avaliações intra e inter-operadores, com ênfase no ponto ápice do incisivo central inferior mais anteriormente localizado. A atenção especial a este

ponto deveu-se ao fato dos incisivos inferiores serem comumente utilizados no diagnóstico, plano de tratamento e avaliação da estabilidade pós-tratamento. Um total de 100 radiografias, provenientes do Departamento de Ortodontia da Universidade de Oslo, foi utilizado (50 de crianças do sexo feminino e 50 de crianças do sexo masculino, de 12 anos de idade, garantindo a completa formação radicular dos incisivos inferiores). As demarcações dos pontos foram efetuadas em duas ocasiões, por cada um dos operadores, com a radiografia situada em um sistema de coordenadas aproximando paralelamente o eixo X ao plano de Frankfurt. A análise estatística foi realizada a partir das médias e desvios padrão calculados. As diferenças entre as médias foram comparadas por meio de um teste t pareado, aos níveis de significância de 1% e 5%. Os gráficos ou diagramas de dispersão, produzidos pelo método de BROCH; SLAGSVOLD; RøSLER³¹, em 1981, mostraram as variações encontradas na localização dos pontos. Eles refletiram as características anatômicas de cada ponto e as dificuldades de localização. A impressão geral foi de que cada ponto tem uma distribuição característica, a qual refletiu as condições específicas associadas com a sua localização. Apesar dos operadores terem sido treinados, houve erros na interpretação da definição dos pontos, e conseqüentemente na identificação destes, refletindo variações inter-operadores. Um deles foi capaz de reproduzir mais precisamente os pontos, conforme ilustrado nos gráficos de dispersão. O ponto ápice do incisivo inferior não apresentou um alto grau de reprodutibilidade. Em cerca de ¾ do material, pelo menos uma das localizações foi referida como incerta, enfatizando o problema da exata localização deste ponto. A localização imprecisa deste ponto, de acordo com os autores, em 75% dos casos, deve ser considerada quando esta constituir a chave para o diagnóstico e plano de tratamento. De maneira a evitar erros grosseiros, os autores recomendaram a remedição das radiografias, após um intervalo de tempo.

HOUSTON⁷¹, professor de Ortodontia do Royal Dental Hospital School of Dental Surgery, em Londres, em 1983 publicou um artigo muito importante, a

respeito da análise de erros nas medições ortodônticas. Neste, destacou que, a maioria dos trabalhos que avaliaram erros, pecaram por não terem dado atenção à forma como estes erros podem afetar a interpretação dos resultados. Definiu os termos validade e reprodutibilidade: validade como sendo a extensão em que, na ausência de erros, o valor representa o objeto; e reprodutibilidade, ou precisão, como a proximidade de medições sucessivas do mesmo objeto. Salientou que o termo confiabilidade é usado como sinônimo de reprodutibilidade, podendo também ser usado, em um amplo sentido, para englobar tanto validade como reprodutibilidade, não tendo sido usado neste artigo, para maior clareza. Comentou sobre os tipos de erros; sistemáticos, quando uma medida em particular tende a ser persistentemente maior ou menor; e casuais, os quais podem surgir como resultado de: 1) variações no posicionamento do paciente no cefalostato. O autor citou o trabalho de HILLESUND; FJELD; ZACHRISSON⁶⁴, mostrando que os pontos localizados no tecido mole foram particularmente afetados pela maneira de posicionar o paciente no cefalostato; 2) variações na densidade e nitidez da radiografia; e 3) principalmente dificuldade em identificar um determinado ponto, ou imprecisão em sua definição. Ele escreveu que muitos pontos são difíceis de localizar com precisão, e que a localização exata do ponto pode variar ao acaso. Muitas definições anatômicas são imprecisas. Por exemplo, se o ponto pogônio é definido como o mais anterior e inferior do mento ósseo, se não houver controle sobre a orientação da cabeça, erros casuais irão ser introduzidos. A maior contribuição do trabalho foi quando enumerou os métodos de controle de erros. Para a **obtenção das radiografias**, além dos fatores de exposição padronizados, recomendou a inclusão de uma escala de metal de comprimento conhecido, localizada no plano sagital mediano, para fornecer informações permanentes da ampliação. Quando da **marcação dos pontos**, deu ênfase ao ambiente, à experiência e calibração do(s) operador(es). No **desenho experimental** do trabalho, observar medidas com um desvio padrão de mais de 3, que pode ser de fato uma variação do normal, mas que freqüentemente são resultados de erros de identificação dos pontos ou leitura incorreta de um instrumento. Os erros casuais

são reduzidos se as medições são repetidas, devendo os traçados serem repetidos, e não as medidas, já que os maiores erros acontecem na marcação dos pontos. Em situações limítrofes, é melhor aumentar o número de casos, do que o número de medições. Uma maneira importante de controlar os erros sistemáticos é escolher aleatoriamente a ordem de medição. Isto não afeta o tamanho dos erros, mas reduz o risco dos erros sistemáticos às expensas de um aumento no tamanho dos erros casuais. Quanto aos **métodos de avaliação dos erros**, comentou que a duplicação de radiografias não é possível por objeções éticas. Ao replicar as medidas, é enganoso selecionar especialmente boas radiografias, sem medi-las sobre as mesmas condições anteriores. Cada examinador deve participar do estudo de duplicação. Os erros sistemáticos e casuais devem ser avaliados separadamente. Ao **detectar os erros sistemáticos**, alguns fatores devem ser considerados: 1) o número de casos (pelo menos 25), porque senão o t pequeno reflete apenas grandes erros sistemáticos; 2) o desvio padrão das diferenças, pois se for grande, em resultado de grandes erros casuais, tende a obscurecer os erros sistemáticos (desvio padrão alto, implica em t pequeno); e 3) o nível de significância escolhido. Os testes estatísticos de significância baseiam-se na hipótese de nulidade, que apenas é rejeitada se a diferença é muito grande. Com isto, quanto mais alto o nível de significância, mais provável é que os efeitos reais não sejam reconhecidos. Neste contexto, diferenças que são significantes até o nível de 10% devem ser vistas com suspeita. Ao detectar os erros casuais, estes são importantes pois eles se adicionam para a variabilidade natural das medidas e assim, podendo obscurecer diferenças reais entre os grupos. Também reduzem a correlação entre as medidas. Para detectar tais erros foi proposta a fórmula de DAHLBERG⁴¹. A importância da variância devida ao erro casual é que ele aumenta a variância total da medida. Isto é freqüentemente expresso como o coeficiente de confiabilidade, que vem a ser o valor encontrado pela fórmula de DAHLBERG⁴¹, dividido pela variância total da medida, e este valor subtraído de 1. Uma forma alternativa de expressar é o índice de confiabilidade. Na ausência de erros casuais ele vale 1, e os erros casuais diminuem este valor. Em estudos transversais, **os**

efeitos dos erros casuais são importantes na interpretação dos resultados, e para estimar o tamanho da amostra é necessário decidir qual a menor diferença entre os grupos que pode ser interessante. Se um número grande de casos for incluído, então uma pequena diferença entre os grupos pode ser demonstrada como estatisticamente significativa, mesmo quando isso não tiver importância clínica. Neste tipo de estudo ou em série de medições de comparação de dois grupos, medidas duplicadas são suficientes. Apenas quando curvas de crescimento individuais são construídas, devem ser consideradas mais replicações. Traçados de superposição sem detalhes dos erros devem ser suspeitos. Em conclusão, HOUSTON⁷¹ afirmou que a análise de erros é trabalhosa, podendo parecer não compensatória. Entretanto, a fim de que um estudo usando medições tenha validade, torna-se necessário realizá-la. O uso do computador reduzirá em muito o trabalho.

As incertezas em cefalometria foram o tema do trabalho de COHEN⁴⁰, da University College London Dental School, em 1984. Após definir os tipos de erros que podem ocorrer, qual sejam sistemáticos ou casuais, discorreu a respeito da nitidez e contraste da imagem radiográfica e a respeito da importância de se conhecer a magnitude dos erros casuais, a fim de determinar a confiabilidade com a qual podem ser colocados os resultados cefalométricos. Para avaliar os erros casuais, recomendou a utilização da fórmula de Dahlberg, a partir da duplicação das medidas, comentando que cada ponto cefalométrico possui um padrão de erro característico.

Um modelo de análise de variância (ANOVA) completo, para estimar erros de variância e verdadeiros, foi apresentado por BUSCHANG; TANGUAY; DEMIRJIAN⁸², em 1987. Os autores comentaram que a forma tradicional usada para avaliar os erros de variância é o erro do método; e que, dependendo do desenho da análise, ele apresenta resultados imprecisos. Ainda afirmaram que as comparações de erro de variância são difíceis de interpretar, devido à falta de

padronização. Ao contrário, o coeficiente de confiabilidade apresentado, devido ao fato de ser uma medida relativa de erro, torna-se imediatamente interpretável e comparável. Cada medida cefalométrica observada pode ser dividida em seu valor verdadeiro e um componente de erro. O valor verdadeiro é uma construção teórica, uma média obtida se uma medida for efetuada por infinitas vezes. A confiabilidade é obtida pelas medições repetidas por indivíduos, e depende dos componentes de variância associados com a medida observada. Então, o valor obtido é igual ao valor verdadeiro mais o erro de variância. Daí, a confiabilidade exprime a proporção da variância observada, que pode ser tratada diretamente como uma variância verdadeira. A confiabilidade é igual à variância verdadeira, dividida pela variância verdadeira + o erro de variância. Por exemplo, uma confiabilidade de 0.9 indica que 90% da variância observada é verdadeira, enquanto 10% é erro. O erro atribuído a esta metodologia, inclui tanto os erros sistemáticos quanto os verdadeiros. Os componentes necessários para calcular o coeficiente de confiabilidade podem ser obtidos pela análise de variância (ANOVA). Em um modelo mínimo, possuindo um conjunto de medições duplicadas por um único operador, a ANOVA fornece estimativas precisas da variância verdadeira e do erro de variância com $Y = \text{média} + T$ (variância sistemática) + X (variância verdadeira) + $TX = \text{variância casual ou residual}$. Muitas pesquisas incluem fontes adicionais de variação, as quais podem ser avaliadas para obter estimativas precisas de variância. Incluindo a idade, ou outros fatores, o modelo ANOVA muda para um mais completo, que permite avaliar a confiabilidade global, sendo esta a melhor forma de avaliar a reprodutibilidade de identificação dos pontos cefalométricos.

O estudo do finlandês JÄRVINEN⁷⁸, em 1987, enfocou os fatores causais de diferenças na variabilidade relativa de medições radiográficas cefalométricas lineares, por meio da análise de regressão. O material do estudo foi derivado de outros três estudos anteriormente realizados, incluindo 73 medições de 4 amostras separadas, de crianças e adultos jovens. Estas medições foram obtidas de variáveis radiográficas lineares, para as quais calcularam médias, desvios padrão e

coeficientes de variabilidade. A análise de regressão foi usada ao comparar a variabilidade dos coeficientes de variação de diferentes medições. Os seguintes fatores foram levados em consideração: 1) o material original, consistindo de 4 categorias determinadas com base nas amostras originais; 2) a localização das medidas, consistindo de 3 categorias: crânio, maxila ou crânio-maxila, mandíbula, crânio-mandíbula ou maxila-mandíbula; 3) o tipo dos pontos de referência, consistindo de 3 categorias: ambos os pontos definidos por ápices ou interseções de estruturas ósseas ou suturas; pelo menos um dos pontos de referência não exatamente definido como um ponto ósseo, e pelo menos um dos pontos de referência localizado em um contorno ósseo; 4) a direção das medições consistindo de 2 categorias: ambos os pontos de referência na mesma seção sagital do crânio, e pontos de referência em seções sagitais diferentes. A partir dos resultados ficou demonstrado o seguinte: 1) com relação às medidas lineares cefalométricas, o uso do coeficiente de variação pode ser justificado para comparar a variabilidade de uma medição em materiais separados; 2) o uso de pontos de referência localizados em contornos ósseos aumenta a variabilidade das medições, porque mudanças locais na configuração óssea estão também envolvidas nestas medidas; 3) as medidas envolvendo pontos mandibulares foram caracterizadas por uma variabilidade relativamente maior, que provavelmente podem ser atribuídas a algum crescimento específico e mudanças adaptativas no tamanho, forma e movimentos de rotação da mandíbula; e 4) na utilização clínica, medidas e pontos de referência que incluam informações relevantes devem ser preferidas. Ainda, a colocação do ponto de referência deve ser fixada pelas características consistentes da morfologia local.

Ainda em 1987, SAVAGE; SHOWFETY; YANCEY¹³², da Universidade de Louisville, realizaram uma pesquisa comparando medições repetidas de pontos cefalométricos construídos e determinados diretamente, quanto à reprodutibilidade. Três grupos de 4 ortodontistas, separados pelo nível de experiência, identificaram 18 pontos cefalométricos em 4 radiografias. Este procedimento de medição foi

repetido 4 vezes, em intervalos de uma semana. A variabilidade, associações e interações entre as variáveis de experiência do operador, qualidade da radiografia, e os pontos anatômicos demarcados foram analisados por meio das médias das medidas repetidas, análise de variância, sendo o teste de Tukey empregado para identificar estatisticamente diferenças médias significantes entre os coeficientes de variação para os pontos cefalométricos. O coeficiente de variação foi usado para comparar a variabilidade relativa da identificação duplicada dos 18 pontos cefalométricos. Os autores publicaram o ranking de variabilidade e agrupamentos estatisticamente significantes. Os pontos foram analisados em um programa, baseado nas coordenadas X e Y. Em conclusão, a partir dos resultados, os autores afirmaram que: 1) algumas medidas cefalométricas mostraram menos variabilidade; 2) o nível de experiência não influenciou na variabilidade do ponto identificado; 3) a radiografia medida não se relacionou com a variabilidade do ponto na identificação replicada; 4) parece não haver interação estatística entre quaisquer dessas variáveis influenciando a variabilidade da medida; e 5) os pontos geometricamente construídos não foram estatisticamente diferentes dos pontos diretamente determinados.

Apenas os pontos Pório (Po) e Condílio (Co) foram escolhidos por ADENWALLA; KRONMAN; ATTARZADEH³, em 1988, para um estudo dos erros, motivados pelo uso crescente dos aparelhos funcionais. Um grupo de 24 pacientes do departamento de Ortodontia da Tufts University foi aleatoriamente escolhido. Destes pacientes foram obtidas duas radiografias cefalométricas, uma de boca fechada (oclusão cêntrica) e outra de boca aberta. Cada radiografia foi traçada por dois observadores. As medições foram correlacionadas entre posições e entre os dois observadores. O coeficiente de correlação de Pearson foi utilizado para comparar os resultados dos traçados nas duas posições, e a concordância entre observadores foi avaliada correlacionando as medidas obtidas pelo observador 1 x observador 2. Na segunda parte do estudo, as radiografias nas duas posições foram superpostas no traçado da mandíbula, a partir de pontos previamente

determinados. Os resultados obtidos foram: 1º) houve uma boa correlação para o observador 1 entre as medições de comprimento mandibular em oclusão cêntrica *versus* boca aberta, sendo esta correlação pobre para o observador 2; 2º) houve apenas 54% de concordância entre os dois observadores quando mediram a posição condilar em oclusão cêntrica e de 96% na posição de boca aberta; 3º) o coeficiente de correlação entre a localização do Pório anatômico (PA) e do Pório cefalométrico (PC) com relação ao plano palatino (PP) e ao Condílio (Co) foi 0,72 e 0,53 respectivamente; 4º) houve uma correlação de 51% entre a localização de PA e PC quando medidos em relação ao plano palatino; 5º) houve apenas 29% de correlação entre a localização de PA e PC quando medidos em relação ao Co; e 6º) a reprodutibilidade média de todas as medições dos observadores 1 e 2 foi 93% e 81% respectivamente. Em conclusão, os pontos Po e Co não podem ser localizados com precisão nas radiografias em oclusão cêntrica, e quando estes pontos forem usados em estudos, deve-se realizar também as radiografias de boca aberta, e a superposição também, para se obter medidas mais confiáveis.

MARTINS et al.⁹⁸, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, S.P., no mesmo ano, desenvolveram uma pesquisa objetivando avaliar o erro de reprodutibilidade das medidas cefalométricas das análises de Steiner e de Ricketts, pelo método convencional e pelo método computadorizado. Em 30 telerradiografias obtidas em um mesmo aparelho de raios X, de pacientes de 7 a 13 anos de idade, foram realizados os traçados e as medições, por dois operadores, um experiente e outro não. Os procedimentos foram realizados em duas ocasiões, com intervalo de 1 mês, manualmente e utilizando o programa Dentofacial Planner. Os traçados foram realizados em número máximo de 10 a cada vez, evitando fadiga do operador. Pela análise dos resultados, os autores concluíram que: 1) ocorreram erros significantes na repetição de mensurações cefalométricas, em ambos os métodos; 2) os erros casuais foram semelhantes nos dois métodos de análise, e na análise de Ricketts o método computadorizado estabeleceu diferenças entre os operadores; 3) o desempenho do operador experiente não foi suficiente para

reduzir os erros sistemáticos ou casuais durante o traçado, ao ponto de considerá-los não significantes; 4) o uso do computador e o desempenho do operador não foram suficientes para reduzir os erros entre duas mensurações, em ambas as análises; 5) as medidas relacionadas com os incisivos apresentaram grandes freqüências de erros casuais nas duas análises estudadas; e 6) todo trabalho científico utilizando o método cefalométrico deveria incluir mensurações duplicadas e uma análise de erros, visando obter resultados com validade e precisão.

ALBUQUERQUE JR; ALMEIDA⁴, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, S.P., em 1998, também se ocuparam em avaliar erro de reprodutibilidade de valores cefalométricos, comparando os métodos de traçado computadorizado indireto (digitalização dos traçados manuais) e convencional. Dois operadores, ambos alunos de pós-graduação e devidamente treinados, traçaram e mediram 30 radiografias, de pacientes de ambos os sexos, de 12 a 16 anos de idade, com os valores cefalométricos aplicados na filosofia Tweed-Merrifield. O procedimento foi realizado em duas ocasiões, com intervalo de 30 dias, pelo método manual e pelo método computadorizado indireto, através do programa Dentofacial Planner, versão 7.0. Os métodos estatísticos de análise dos dados consideraram medidas resumo para visualizar as diferenças entre os níveis dos fatores método, operador e momento, assim como as diferenças entre os níveis dos fatores método e operador, método e momento, operador e momento. Também foram construídas medidas resumo para visualizar as diferenças entre os níveis do fator método, operador, momento. Para avaliar o efeito sistemático dos fatores do estudo, realizaram uma análise de variância para medidas repetidas. Todos os testes executados foram teste t de amostras dependentes. Os fatores incluídos no estudo foram: método, convencional e computadorizado; operador, A e B; momento, 1 e 2. Os autores investigaram também as interações entre: método x operador, método x momento, operador x momento. Portanto, os erros sistemáticos foram pesquisados pelo teste t e os erros casuais pela fórmula de Dalhlberg. De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que: 1) o

operador interfere significativamente nos erros sistemáticos, afetando a reprodutibilidade dos valores cefalométricos; 2) como método de controle de erro na replicação de mensurações cefalométricas, todo experimento científico deve incluir uma calibração direta dos operadores; 3) o método computadorizado de digitalização indireta é confiável, pois reduz a possibilidade dos erros de reprodutibilidade quando comparado ao método convencional; 4) dentro dos valores do diagnóstico diferencial, as medidas FMIA e IMPA apresentaram as maiores possibilidades de erros, portanto é essencial a replicação dos traçados para uma tomada de decisão segura; e 5) a fim de fundamentar a validade de qualquer pesquisa científica envolvendo o método cefalométrico e sua aplicação clínica é importante uma análise de erros.

2.4 COMPARAÇÕES DOS MÉTODOS DE MEDIÇÕES CEFALOMÉTRICAS E AVALIAÇÕES DOS PROGRAMAS DE TRAÇADO CEFALOMÉTRICO

No ano de 1978, BERGIN; HALLENBERG; MALMGREN¹⁶, pesquisando no Instituto Karolinska, na Suécia, publicaram um trabalho relatando o desenvolvimento de um sistema de traçado cefalométrico on-line, e os testes executados com o programa. Este sistema, anteriormente citado, fora idealizado com o propósito de facilitar a rotina das análises cefalométricas e dos estudos biométricos, em conexão com a educação ortodôntica e o trabalho clínico, não possuindo a capacidade de realizar predições de crescimento nem previsões do tratamento ortodôntico. Digitalizadores e terminais de impressão gráfica, ligados a um computador central têm reduzido os custos consideravelmente. A pesquisa realizada teve o objetivo de comparar os erros de medições cefalométricas computadorizadas e manuais. Neste sistema computadorizado, os pontos eram digitalizados sobre a mesa gráfica do sistema. As medidas escolhidas para o estudo foram: SNA, SNB, ANB, 11,21/SN, 41,31/ML, SN/SSPm, SN/OL, SN/ML, SN/ML, ângulo goníaco, 16,26-SNP, Is-SNP, li-SNP, Is-li, 46,36-SNP, A-SNP, B-

SNP, S-GN, SP-GN, S-16,26, S-46,36, Is-li, Ss-SNP, Ls-SNP, Li-SNP, Si-SNP, Ss-Si, Ss-Ls e Li-si. Os erros de medição foram verificados em três provas. Na primeira verificaram a precisão da transferência dos pontos do digitalizador para o computador, onde 4 dentistas fizeram 10 repetições cada, sobre o mesmo traçado. As variâncias para todas as medidas foram calculadas pela fórmula convencional. A segunda prova consistiu da precisão da marcação dos pontos nas radiografias. Para tal, selecionaram aleatoriamente 5 radiografias. Os erros do método, que incluem os erros descritos na primeira prova, foram estimados por meio de duplo registro dos pontos de referência das 5 radiografias por cinco diferentes dentistas. Todos os pontos foram transferidos para o computador por um dos dentistas. Os erros casuais foram verificados pela fórmula $V_k = \Sigma d_i^2 / 2n$. A terceira prova foi o cálculo dos erros nas medidas angulares e lineares que apareceriam se o ponto N, que definiu as coordenadas do sistema, fosse deslocado dentro de um círculo com o raio de 1mm. Os resultados foram expressos em tabelas e figuras. As variâncias foram expressas em classes, com o intervalo 0,25 em milímetros ou graus. A maioria delas, como ficou evidente nos histogramas, deveu-se a erros quando da transferência dos pontos para o computador, situadas dentro do intervalo de 0 a 0,25. Os erros quando da marcação dos pontos foram muito maiores, e no máximo de 3,25, tendo dominado fortemente os erros do método. Apesar destes erros encontrados, os autores afirmaram que as restrições ao uso do método se devem às limitações inerentes à técnica radiográfica, concordando com outras opiniões. Finalizando, os autores afirmaram ser evidente que as possibilidades inerentes dos sistemas computadorizados interativos com gráficos e o envolvimento dos programadores de sistemas nos projetos abrirá vantagens, muitas das quais ainda não podem ser adiantadas. Entretanto, destacaram alguns aspectos: 1) o sistema realiza medições lineares e angulares mais precisas, possivelmente a um custo mais reduzido; 2) a comparação imediata e extensa com medições prévias não só contribui para valores mais precisos, como também para decisões clínicas mais rápidas e melhores; 3) o número crescente de dados cefalométricos facilmente acessíveis, tornam um constante acompanhamento possível. Predições para

métodos terapêuticos distintos podem ser adotados mais rapidamente na prática clínica; 4) o treinamento e a padronização da cefalometria tornam-se possíveis em uma extensão, as quais não existiam, sob os pontos de vista prático e econômico, nas avaliações manuais; e 5) efeitos econômicos em áreas adjacentes são possíveis de ocorrer quando a utilização dos métodos básicos ocorrer em um sistema de computador geral.

Um estudo comparativo entre os métodos de medição cefalométrica manual e computadorizado foi também executado pelo irlandês RICHARDSON¹¹⁸, em 1981. Para esta comparação, utilizou 50 radiografias laterais do crânio de crianças de 12 anos, metade do sexo masculino e metade do sexo feminino. A qualidade das imagens e os tipos de má oclusão foram variáveis. As radiografias foram digitalizadas 2 vezes, utilizando o digitalizador descrito por BONDEVIK; RØSLER; SLAGSVOLD²⁵ (1981), o CM-1, e traçadas também 2 vezes manualmente. Quatorze pontos foram demarcados neste estudo: S, N, acanthion, subespinhal, incisal e ápice do incisivo superior, incisal e ápice do incisivo inferior, suprarental, pogônio, gnátio, molar, pterigomaxilar e articulare. Os resultados para a coordenada horizontal ou eixo X foram que em 12 dos 14 pontos, a média de discrepância do digitalizador foi menor. Comparando-se os desvios padrão, os quais fornecem uma comparação mais confiável, o digitalizador foi superior em 9 dos 14 pontos. Para as coordenadas verticais ou eixo Y as médias de discrepância das medições do digitalizador foram menores em 12 dos 14 pontos, mas os desvios padrão foram menores em apenas 8 ocasiões. O digitalizador apresentou duas vantagens: 1ª) a localização de pontos definidos como “mais posterior”, “mais superior” ou “mais inferior”, ou situados em regiões curvas (pontos sela, násio, incisal do incisivo superior e inferior e coordenada horizontal do suprarental e pogônio), foi facilitada pelo uso do digitalizador em suas localizações, em associação com a sua digitalização propriamente dita; 2ª) maior velocidade de obtenção dos dados. Em conclusão aos resultados verificados, os métodos tradicionais foram inferiores comparados ao digitalizador, porém não de forma

alarmante, e em alguns casos os métodos tradicionais produziram resultados mais precisos.

HOUSTON⁷⁰, em 1982, realizou um estudo direcionado a investigar se o traçado convencional das radiografias aumenta ou diminui a confiabilidade das medições, comparadas com a digitalização direta, e também a avaliar a contribuição da digitalização duplicada na precisão. Foi quando então comparou a confiabilidade das medições em 25 radiografias cefalométricas de boa qualidade, pertencentes ao Royal Dental Hospital, em Londres. Cada radiografia tinha dois furos puntiformes na margem, de referência, distantes em 112mm, permitindo relacionar os traçados às radiografias. Os traçados foram realizados manualmente, em duas ocasiões diferentes, separadas de 1 semana, sob ótimas condições, utilizando a luz do negatoscópio da mesa digitalizadora. Após 6 meses, os pontos de referência e os cefalométricos foram digitalizados, e imediatamente repetida a digitalização, sem contudo realizar uma avaliação de erros nesta fase. Uma outra digitalização foi realizada após uma semana. O digitalizador usado foi o Calcomp 622 High Resolution, instalado em um sistema on-line. Foi calculada a média das medidas obtidas a partir de digitalizações realizadas duplamente. As radiografias foram digitalizadas diretamente, sob as mesmas condições, e com o mesmo equipamento usado para a digitalização dos traçados. Os pontos digitalizados foram definidos de acordo com SOLOW¹³⁸ (1966), com algumas modificações, para evitar ambigüidade. O ponto médio entre pontos bilaterais foi marcado visualmente. O primeiro e o segundo traçado foram comparados entre si. As redigitalizações foram comparadas entre os dias e dentro dos mesmos dias, para avaliar os possíveis efeitos de memorização dos pontos, afetando a redigitalização imediata. Para avaliar os erros nos pontos, a distância entre as coordenadas repetidas foi calculada, sendo as imagens superpostas nos pontos de referência. Para as medições lineares e angulares, as diferenças entre as repetições foram calculadas. Cada sessão de trabalho constou de no máximo 10 radiografias traçadas, de maneira a evitar a fadiga do operador. As medidas

efetuadas foram: S-N, S-PoG, Ar-PoG, N-Me, SNA, SNB, NA-Ar, NL/ML3, UI/NL, e LI/ML. As comparações estatísticas foram efetuadas pelo teste de Wilcoxon (não paramétrico), devido aos dados não estarem distribuídos normalmente. Estas medições incluíram erros na identificação dos pontos em ambas as ocasiões, associados a quaisquer erros na superposição. Os resultados foram mostrados em tabelas, evidenciando erros comparáveis aos de outros estudos, onde alguns pontos foram mais facilmente localizados do que outros; entretanto comparações exatas não foram possíveis, devido às formas distintas de calcular os erros. Os erros na redigitalização tardia tenderam a ser suavemente maiores do que nos traçados repetidos, provavelmente pela não memorização dos pontos. A averiguação de erros no método computadorizado foi recomendada por HOUSTON⁶⁹, em 1979, não tendo sido executada neste estudo. Em uma verificação de erros, segundo o autor, na redigitalização imediata, um erro de 1mm é aceitável, e na redigitalização tardia pode atingir 2mm, o que embora possam parecer excessivos, na prática são realísticos. De particular interesse foi a comparação entre os erros do traçado manual e da digitalização tardia, os quais estiveram muito próximos, de uma maneira geral, exceto para a inclinação dos incisivos superiores, onde o erro na digitalização direta foi particularmente alto. Com este resultado, o método manual foi comparável à digitalização, não se considerando as repetições. Um ponto muito importante salientado, a partir dos resultados obtidos, foi sobre qual seria o protocolo de pesquisa adequado para estes estudos comparativos. A partir destes resultados, o autor afirmou que se uma série simples de medições for efetuada, é pouco escolher entre traçado e digitalização direta, a menos que se faça uma checagem de erros. De fato, para estudos clínicos e muitos propósitos de pesquisa isto é suficiente. Para uma precisão mais alta ainda, seria recomendado a redigitalização imediata em cada uma das duas ocasiões separadas. Isto permitiria uma completa análise de erros, redução no tamanho de erros casuais e a possibilidade de evitar correlações topográficas quando a inter-relação entre variáveis contendo um ponto comum for pesquisada. Esta é uma tarefa que pode parecer excessiva, mas que pode não ser

tanto assim, caso seja feita por um digitalizador operado sobre o controle do computador.

Em 1984, COHEN⁴⁰, realizou um trabalho, com o objetivo de verificar e comparar a reprodutibilidade de pontos e medições, sob metodologias diferentes, utilizando um digitalizador. O autor selecionou 20 radiografias laterais, nas quais realizou o traçado cefalométrico em duas ocasiões distintas, localizando os seguintes pontos: sela, násio, A, B, espinha nasal posterior e anterior, mentoniano, gônio, bordas incisais dos incisivos superior e inferior, ápices do incisivo superior e inferior e articulare. Em cada ponto foi desenhada uma cruz, nas duas ocasiões dos traçados, além de um furo, denominado ponto k. Dois outros furos, na base de cada radiografia, foram utilizados para definir a origem e o eixo X para as medições coordenadas. Os ângulos cefalométricos SNA, SNB, do plano maxilar e mandibular, dos incisivos superior e inferior foram medidos em relação aos planos maxilar e mandibular, respectivamente. As diferenças entre os pares de medições foram vistas, sendo assim registradas: 1) entre as marcações originais e efetuadas com o digitalizador na mesma série de traçados; 2) entre as marcações originais e efetuadas como o digitalizador, realizadas diretamente nas radiografias; 3) entre as digitalizações efetuadas nos traçados originais e repetidos de rotina das mesmas radiografias; e 4) entre as digitalizações efetuadas nos traçados originais e repetidos das mesmas radiografias. Todas as medições foram efetuadas primeiramente em termos de ângulos, e posteriormente em termos de coordenadas. As diferenças registradas foram calculadas em médias, desvio padrão e erro padrão. Os resultados foram descritos em duas categorias; baseados em ângulos cefalométricos e em coordenadas. Na primeira categoria ocorreram erros, nas 4 formas de observação, mesmo nas medições repetidas da mesma radiografia. Na segunda categoria, os erros diferiram entre as coordenadas X e Y. Certos pontos, como o sela, mostraram-se confiáveis. Outros, como espinha nasal anterior e posterior foram mais confiáveis no eixo vertical, e outros no eixo horizontal, como os pontos A e B. De modo geral, as medidas angulares repetidas

no mesmo traçado apresentaram os menores erros. Quando medidas em duas ocasiões, os erros foram comparáveis, independentemente das medições efetuadas diretamente sobre as radiografias ou sobre os traçados convencionais. Em conclusão, o autor recomendou a observação direta das radiografias com o digitalizador, pois embora pudessem pensar que o traçado anteriormente ao uso do digitalizador tornasse a localização dos pontos mais confiáveis, o contrário ocorreu.

O estudo dos pesquisadores JACKSON; DICKSON; BIRNIE⁷³, datado de 1985, comparou algumas medidas cefalométricas comuns, realizadas pelo método manual e pela digitalização direta da imagem radiográfica no monitor de vídeo, por dois profissionais ortodontistas. A amostra consistiu de 20 radiografias, obtidas no Queen Alexandra Hospital. Com as radiografias orientadas a partir da linha selar-násio 7° na horizontal e uma linha vertical desenhada no lado esquerdo da radiografia, estas foram digitalizadas com um microdensitômetro, orientado pela linha de orientação vertical. Cada ortodontista digitalizou as imagens arquivadas em duas ocasiões, com intervalo de 3 semanas. Os pontos foram demarcados utilizando recursos de melhoria da imagem. Além disto, os pontos cefalométricos foram localizados pelo método manual, na forma convencional de traçados, usando a mesma linha de referência. Este procedimento também foi repetido duas vezes, com intervalo de 3 semanas, por cada ortodontista. Os traçados manuais foram digitalizados em um sistema de computador IBM, sendo o monitor de vídeo o IBM 4341. As seguintes medidas angulares foram verificadas no estudo: SNA, SNB, ANB, ângulo do plano mandibular, ângulo formado pelo incisivo superior ao plano maxilar e ângulo formado pelo incisivo inferior ao plano mandibular. Na verificação de erros, o teste t foi usado entre os pares de repetições, e para os erros casuais, os autores empregaram o desvio padrão das diferenças. As medições efetuadas pelos dois profissionais, e os resultados verificados por meio das médias e desvios padrão para a comparação entre os operadores e as

repetições foram comparáveis, levando à conclusão de que os métodos testados permitiram semelhantes desempenhos.

Em 1988, SANDLER¹³⁰, pesquisador do Institute of Dental Surgery, em Londres, compararam 3 métodos de traçado cefalométrico: manual, digitalização direta das radiografias e digitalização dos traçados. As radiografias utilizadas totalizaram 25, de boa qualidade e com os dentes totalmente irrompidos. Cada radiografia foi traçada em 4 ocasiões; 2 vezes para permitir as medições manuais e 2 vezes para permitir a digitalização do traçado, não ultrapassando 10 por vez, para evitar fadiga. O espaço entre a repetição do traçado foi de uma semana, para evitar a memorização dos pontos. A medição manual foi conferida quando uma diferença maior do que 5mm ou 5° foi encontrada. Em 2 casos as medidas lineares apresentaram erros de medição, e em 3 as medidas angulares, acertando-se os valores para os corretos, antes de serem computados. As medidas angulares verificadas foram: SNA, SNB, ANB, Max:1, Mand:1, Max:Mand, SN:1, SN:Max, Interincisal e SNI, e as medidas lineares foram: S-N, S-Pog, N-Max, Me-Max, UEI-Apog, LIE-Apog, N-Me, N-A, Me-Go, LIE-Go, Ar-Pog. Os erros sistemáticos foram avaliados pelo teste t. Ao nível de 1%, apenas um dos resultados foi significativo, levando à conclusão de que a amostra não foi afetada por erros sistemáticos. Ao nível de 5% apenas 7 resultados mostraram ser significantes, não sendo portanto demonstrados erros apreciáveis. A fórmula de Dahlberg foi utilizada, de forma a fornecer os erros absolutos (sistemáticos e casuais). A distância N-A mostrou valores bem maiores que 1mm. A distância Me-Go também mostrou valores maiores que 1mm em todos os casos, demonstrando a falta de precisão na identificação do ponto Go, por construção ou estimativa. Outras medidas cujos erros excederam 1mm foram: N-Max e N-Me na digitalização dos traçados, e a distância Ar-Pog na digitalização direta. Erros maiores que 1,5° ocorreram nos três métodos com as medidas angulares Max:1 e ângulo interincisal. Com a digitalização dos traçados, verificaram na medida SN:1, e com o traçado manual, apenas em Mand:1. A análise inicial das distribuições das diferenças revelou que

1/3 dos resultados eram assimétricos e todos estavam apresentando curtose ao nível de 5% (perto de 2/3 estando significativamente com curtose ao nível de 0,1%). Tais resultados mostravam o afastamento da normalidade. A grande quantidade de curtose pode por em dúvida a relevância dos valores dos desvios padrão ao comparar métodos de medição usando este tipo de técnica de determinação dupla. Então, para os propósitos deste estudo, todas as comparações inter grupos foram efetuadas por meio do teste de Wilcoxon, uma vez que o teste não paramétrico era mais aplicável aos dados. Os resultados das comparações inter grupos mostraram que, comparando as medições manuais com os dois métodos envolvendo o digitalizador, os erros na medição foram suavemente menores do que aqueles usando a digitalização dos traçados, mas suavemente maiores do que aqueles usando a digitalização direta. A diferença entre os métodos não foi acentuada, e em alguns casos os instrumentos manuais foram mais reproduzíveis do que os outros métodos. A digitalização direta apenas mostrou desvios padrão maiores do que os outros métodos nas medidas lineares envolvendo os pontos cefalométricos Gônio e Articulare. Medidas envolvendo cálculos das angulações dos incisivos mostraram desvios padrão menores na digitalização direta. As conclusões dos autores foram: 1) há uma apreciável quantidade de erro na obtenção das medidas, independentemente do método escolhido; 2) os dados obtidos não estão distribuídos dentro da curva normal, e a quantidade de curtose encontrada sugere que a análise de desvios padrão pode não estar inteiramente justificada, sendo os testes não paramétricos os mais apropriados para a análise inter grupos; 3) certas medidas lineares apresentaram consistentemente altos erros nos 3 métodos de medição, indicando a importância da definição e seleção rígidas de pontos adequados quando uma dimensão em particular é requerida; 4) certas medidas angulares tiveram consistentemente altos erros, notavelmente aqueles envolvendo os incisivos, e portanto devem ser tratadas com cuidado; 5) as medições manuais, se cuidadosamente realizadas, são fundamentalmente boas, comparadas ao digitalizador, não havendo razão para que resultados obtidos pelo método tradicional devam ser menos válido; 6) a

digitalização direta foi suavemente mais reproduzível do que os outros dois métodos para a maioria das medidas angulares, embora na maioria não houvesse diferença estatisticamente significativa; e 7) a digitalização direta foi notavelmente menos confiável nas medições lineares envolvendo estruturas bilaterais como o Gônio e o Articulare. Para estes, quando de medições lineares, a execução dos traçados é o método recomendável.

Com o sistema de traçado Digigraph Work Station, em 1990, CHACONAS; JACOBSON; LEMCHEN³⁶ realizaram dois estudos, com as seguintes medições: ângulo interincisal, sobremordida, sobressaliência, $\bar{1}$ -APo, $\underline{1}$ -APo, FMA, SNA, SNB, ANB, convexidade, profundidade maxilar e ângulo facial. Estas medidas foram escolhidas por serem usadas em muitas análises e também por serem representativas de uma proporção de informações necessárias para compor um típico diagnóstico. No estudo 1, utilizaram uma amostra de 50 pacientes, com a média de idade de 14 anos, igualmente dividida entre os sexos, provenientes de 5 ortodontistas de diferentes regiões dos Estados Unidos, onde cada um deles contribuiu com 10 radiografias. Os autores compararam as medidas, obtidas por cada um dos ortodontistas, da imagem capturada dos pacientes usando o Digigraph, com os traçados das radiografias. O teste t não acusou diferença significativa ao nível de 0,05. As médias e desvios padrão foram semelhantes para todas as medidas. No segundo estudo, compararam os dados obtidos dos traçados àqueles obtidos com a utilização do programa, ambos consecutivamente. Para cada um de 10 pacientes selecionados da amostra, sendo metade de ambos os sexos, obtiveram 10 conjuntos de dados com o Digigraph e 10 traçados. O desvio padrão dos 10 valores consecutivos foi o indicativo da reprodutibilidade da medida; quanto menor o valor, mais reproduzível a medida. Para 7 das 12 medidas, o desvio padrão com a utilização do programa foi menor, sendo então mais reproduzível. Também realizaram testes estatísticos F para comparar os dados. Dos 120 testes (12 medidas x 10 pacientes), 82 não mostraram diferenças significantes. Em 24, os desvios padrão com o programa foram menores ao nível

de 0,05%, e em 14, os desvios padrão dos traçados foram significativamente menores ao nível de 0,05%. Os resultados evidenciaram que os valores foram comparáveis, entretanto o método computadorizado foi mais consistente e reproduzível, levando à conclusão de que o Digigraph, pelo menos em estudos preliminares, provou ser útil, utilizando meios não radiográficos. Mesmo se o ortodontista resolver utilizar a radiografia, o programa pode ser um meio coadjuvante na obtenção do diagnóstico.

Em 1991, LIU; GRAVELY⁹², do departamento de saúde dentária infantil da Universidade de Leeds, realizaram um estudo comparativo das medidas cefalométricas obtidas por diferentes métodos: Ortho Grid, uma espécie de molde gradeado impresso em um papel de transparência; manual; digitalização de traçados e digitalização de radiografias. Todos os métodos também foram pesquisados quanto ao erro metodológico. O digitalizador utilizado foi o Gtco Digipad 5, fabricado pela GTCO Corporation, Rockville, MD, dos Estados Unidos. Cada radiografia foi traçada em duas ocasiões, separadas por um tempo aproximado de 2 meses, em cada um dos métodos. Os erros sistemáticos foram pesquisados utilizando o teste t, e os erros casuais com a fórmula de Dahlberg. Comparados por médias e desvio padrão das diferenças, todos os métodos apresentaram erros, porém o Ortho Grid foi o que apresentou a menor quantidade, além de ser um método muito fácil de utilizar e de baixo custo. Os maiores erros foram observados nas angulações dos incisivos superiores e inferiores. Os autores concluíram que os erros irão inevitavelmente ocorrer em medições cefalométricas, estes ocorrendo em todos os métodos. O traçado manual consome muito tempo. A digitalização caracteriza-se por ser muito mais rápida, porém sua principal desvantagem é o custo mais elevado.

Uma outra pesquisa comparando o método manual e o interativo computadorizado foi publicada pelos pesquisadores DAVIS; MACKAY⁴², da

Universidade de Manchester, em 1991. Nesta, 5 radiografias de qualidade representativa daquelas utilizadas no departamento de Ortodontia da Universidade de Manchester (razoáveis) foram usadas, representando diferentes padrões esqueléticos, inclusive com retrusão e protrusão mandibular. Os seguintes processos de medição foram executados: 1) manual, onde um ortodontista experiente fez as medições; 2) digitalização dos pontos diretamente na imagem digitalizada; e 3) digitalização dos pontos a partir da imagem digitalizada, porém com processo de filtragem da imagem, aumentando seu contraste na tela do monitor. Os processos 2 e 3 ofereciam o recurso de aumento do tamanho da imagem, mostrando um setor específico, correspondente a 1/4 do tamanho total da imagem. O ponto a ser digitalizado poderia ser editado quantas vezes fossem necessárias, até se ter certeza de sua localização. Além disto, permitiam uma visualização da radiografia, anteriormente ao processamento dos dados. Se houvesse imagens do ponto Go duplas, o operador podia, pelo teclado, incluir mais uma tangente mandibular-mentoniana, para que o computador fizesse a média. A imagem dos cefalogramas foi capturada previamente às medições, com uma câmera digital de alta qualidade, com o objetivo de futuras pesquisas no campo da digitalização automática dos pontos. Cada radiografia foi usada 5 vezes em cada um dos processos. Um período de 1 semana separou cada conjunto de testes, com várias horas entre o traçado manual e os computadorizados, os quais foram realizados imediatamente um após o outro. As medidas estudadas foram as mesmas do estudo de OLIVER¹¹⁰ e de JACKSON; DICKSON; BIRNIE⁷³. Os processos foram comparados pela análise de variância a dois critérios, sugerindo que embora a precisão seja dependente do processo utilizado, o nível de significância é dependente do ângulo considerado. De uma maneira geral, os resultados das medidas obtidas pelo computador foram mais precisas, pelo processo 2. Discutindo os resultados, os autores inferiram que o tempo na utilização dos métodos computadorizados dependeu da qualidade da radiografia, sendo estes mais rápidos do que o manual. Quanto aos processos, as diferenças não foram significantes, podendo ser notado que o nível de significância dependeu

do ângulo considerado. O processo 2 foi o menos variável, provavelmente pela alta densidade da imagem no processo 3, levando à perda de exatidão do cursor.

O estudo de OLIVER¹¹⁰, em 1991, teve o objetivo de comparar valores angulares obtidos por diferentes métodos de traçado cefalométrico: manual, digitalização direta da radiografia no sistema chamado Cardiff Cephalometrics (Cc) e digitalização dos pontos na imagem melhorada da tela do monitor no sistema Isi (Imscan System). A amostra constou de 5 telerradiografias, aleatoriamente escolhidas, sem a preocupação de selecioná-las pela qualidade, onde as seguintes medidas foram efetuadas: SNA, SNB, ANB, ângulo entre os planos maxilar e mandibular (MM), ângulo entre o incisivo superior e o plano maxilar ($\underline{1}$) e ângulo entre o incisivo inferior e o plano mandibular ($\overline{1}$). Para cada radiografia houve 5 formas de medição, repetidas 5 vezes em cada: 1) manual; 2) digitalização da radiografia no Isi; 3) digitalização do primeiro traçado manual no Isi; 4) digitalização da radiografia no Cc; e 5) digitalização do primeiro traçado manual no Cc. Para evitar erros casuais na seleção dos pontos usando os métodos manuais, os pontos e planos não foram identificados ou desenhados no traçado inicial até que fossem digitalizados em ambos os sistemas. O grau de reprodutibilidade de cada medida para cada método de medição foi expresso como valores estimados do desvio padrão e a estatística F foi empregada para comparar os desvios padrão para a reprodutibilidade obtida pelos diferentes métodos. O autor comentou que como nenhum método pode ser considerado perfeito, o único meio de expressar erros é usando a média dos erros de um método em relação ao outro, isto é, a diferença média estimada entre os valores produzidos por um método e correspondendo a outros produzido por outro método. Os resultados mostraram que os vários métodos falharam na angulação dos incisivos superiores, devido à dificuldade de localização dos ápices radiculares. Ao verificar a angulação dos incisivos em suas bases ósseas, a digitalização direta foi menos reproduzível do que a dos traçados. Para as medidas SNA, ANB, MM e $\underline{1}$, a digitalização direta

mostrou um aumento de 2 no desvio padrão, em comparação com a digitalização dos traçados. Para a medida 1, houve uma pequena diferença ao usar o Cc, com a digitalização dos traçados sendo suavemente menos reproduzível do que a digitalização direta. Entretanto, usando o ISI, a digitalização direta levou ao mais alto desvio padrão. Em conclusão, os autores comentaram que a superioridade de resultados encontrada no sistema Cc foi decorrente do tipo de cursor, produzido pela Hewlett-Packard, que possui uma lente de aumento associada.

Em 1993, LOWEY⁹⁴ comparou o sistema Imscan, anteriormente descrito, cuja característica era o trabalho interativo do operador com a imagem digitalizada, e um digitalizador convencional. Para efetuarem esta comparação, utilizaram 50 radiografias. Com o sistema Imscan, as medidas de cada radiografia foram calculadas automaticamente e arquivadas. Uma duplicação imediata e outra um mês após foi efetuada. Neste sistema, os autores comentaram que os pontos eram mais rapidamente localizados, devido às seguintes características: 1) ampliação de $\frac{1}{4}$ da imagem; 2) cursor com projeção, indicando a intensidade de luz do ponto marcado; e 3) melhoria dos tecidos moles, o que ajudou a mostrar o ponto nácio e outros com mais facilidade. Com o digitalizador, os procedimentos foram efetuados da mesma maneira. A resolução espacial do digitalizador era de 0,1mm. As medidas lineares selecionadas para o estudo foram: S-N, A-Ar, Ar-Go, Me-Go, N-A, N-B, N-Go e ENA-ENP, e as medidas angulares foram: SN.Ar, SAr.Go, ArGo.Me, SNA, SNB, ângulo do plano mandibular, ângulo do incisivo superior ao plano palatino, ângulo do incisivo inferior ao Go.Me e ângulo interincisal. A hipótese de nulidade foi testada, considerando não haver diferenças entre: 1) medidas obtidas utilizando o mesmo método em ocasiões diferentes; e 2) métodos diferentes na mesma ocasião. Os autores fizeram uma reflexão acerca da estatística adequada a ser realizada neste tipo de comparação. Como apenas um operador efetuou as medições, a variabilidade intra-método era esperada ser muito pequena; e a interpretação inter método era crítica caso se desejasse uma

avaliação válida. As estatísticas descritivas consideradas foram as médias e os desvios padrão das diferenças das medidas nas diferentes ocasiões, ao usar o mesmo método (medições repetidas). Mesmo quando estas não se encontravam distribuídas dentro da curva de normalidade, as diferenças das medições deveriam estar. Citaram SANDLER¹³⁰ (1988), o qual havia afirmado que a quantidade de curtose gerava dúvida quanto à relevância dos valores do desvio padrão, ao se comparar métodos de medição usando uma técnica de determinação dupla. Este autor, assim como HOUSTON⁷⁰ (1982), havia considerado ser mais aceitável a realização de testes não paramétricos, tais como o teste de Wilcoxon. Citaram também BLAND; ALTMAN²⁰ (1986), os quais entretanto demonstraram que uma avaliação satisfatória de variação das medidas é obtida examinando-se os limites de concordância (± 2 S.D.). Estes relataram que comparações entre sistemas executando a mesma função podem ser avaliados por métodos indiretos quando os valores reais permanecem desconhecidos. Afirmaram ainda que a forma estatística correta não é óbvia, propondo uma análise alternativa. Eles consideraram um esquema de diferenças entre as medidas contra cada método, como sendo a forma mais explicativa. Este esquema de diferença contra as médias também permite a investigação de qualquer possível interrelação entre erros de medição e o valor real. O valor verdadeiro não é conhecido e a média entre as duas medições é a melhor estimativa. Neste trabalho, todas as medidas lineares e angulares foram comparadas desta maneira. Os autores acrescentaram que, embora útil, este método permite apenas uma interpretação limitada dos resultados, e que um outro mais complexo deva ser incluído. Por isto, os resultados também foram apresentados em tabelas com os valores das médias, desvios padrão, e dos valores de P, ao nível de 5%, para as observações repetidas. Para as comparações inter métodos, também apresentaram os valores dos coeficientes de correlação, tabulados em termos de 95%, para as diferenças entre os tempos de medição, permitindo também comparações intra e inter métodos. Gráficos gerados a partir destes resultados formam ilustrações do artigo. Os resultados das comparações em tempos diferentes, de medidas angulares,

sugeriram que ao usar o sistema Imscan, o operador efetuou medidas consistentemente mais elevadas do que ao usar o digitalizador, para os ângulos SN.Ar, interincisal e entre o incisivo inferior e GoMe, além de medidas subestimadas em todos os outros ângulos entre as repetições. Quanto às medidas lineares, ambos os métodos apresentaram diferenças, maiores com o método do digitalizador. As medidas que mais diferiram foram Go-Me, N-B e ENA-ENP. As comparações entre os métodos foi efetuada com o teste t. As medidas angulares SNA E SNB apresentaram diferenças ao nível de 5% em ambos os métodos. Quanto às medidas lineares, 6 das 8 apresentaram diferenças. Destas 5 abaixo, 4 envolviam o ponto N: S-N, S-Ar, N-A, N-B E N-Go. Estas diferenças foram significantes ao nível de 0,05%. Lembrando MIDTGARD; BJÖRK; LINDER-ARONSON⁹⁵ (1974), consideraram que o erro de variância não deveria exceder 3% da variância do material como um todo. Caso exceda 10%, o método de medição aplicado deve ser tido como impróprio. Apenas 14 das 20 medidas estiveram abaixo de 10%. Das variáveis com valores acima e 10%, 3 das 10 medidas foram obtidas com o Imscan e 4 com o digitalizador. Os resultados encontrados permitiram aos autores as seguintes conclusões: 1) diferenças demonstradas estatisticamente ocorreram entre medidas utilizando diferentes métodos; 2) estas diferenças foram consideradas de importância limitada em termos clínicos, mas de maior importância com respeito às medições de pesquisa; 3) as vantagens clínicas de manipulação da imagem digitalizada foram consideradas de maior valor do que a precisão do sistema; 4) a precisão do sistema pode ser melhorada por meio de um chip de silicone na câmera de vídeo, com um grande número de pixels; e 5) aumentos na resolução da câmera de vídeo poderiam ser combinadas com a resolução do monitor.

Como o uso do computador auxiliando nas análises cefalométricas ganhou popularidade, tanto em pesquisas como em aplicações clínicas, em 1995, os pesquisadores NIMKARN; MILES¹⁰⁵, respectivamente da Tailândia e da Austrália, pesquisaram a confiabilidade da cefalometria computadorizada. Para esta

pesquisa, 40 radiografias obtidas no mesmo aparelho de raios X foram aleatoriamente escolhidas. Cada radiografia foi traçada num papel acetato, e as imagens das radiografias e dos traçados foram capturadas com uma câmera de vídeo, projetadas no monitor, onde os pontos foram digitalizados. As medidas cefalométricas foram obtidas pelo programa Quick Ceph, versão 5.1. O programa realizou os cálculos para 40 medições, a partir de 22 pontos marcados. Para examinar os erros metodológicos e identificar as fontes de erro, o estudo consistiu de 5 partes: 1) reprodutibilidade da técnica de medição computadorizada; 2) imagem do vídeo, digitalização e software; 3) digitalização e software; 4) medições por computador *versus* medição manual; e 5) calibração do software e erros de digitalização do operador. A análise estatística foi realizada empregando-se o teste t para amostras pareadas nas partes 1,2,3 e 4, com nível de significância a 5%. Na parte 5, a diferença entre as medições pelo computador e as medidas conhecidas foram comparadas por regressão linear com as medidas conhecidas. Isto foi feito para comparar qualquer distorção ocorrida no sistema. O erro do método entre as medidas repetidas pelo computador e as medidas conhecidas foi calculado usando a fórmula $s(i) = \sqrt{\sum d^2 / 2n}$. Os resultados mostraram, em relação às cinco partes do estudo que: 1) as medições realizadas pelo computador foram comparáveis às medições manuais, ocorrendo diferenças estatisticamente significantes entre as medidas originais e repetidas de 3 parâmetros: ângulo SNA, ponto B e a distância entre estômio inferior e o sulco labial inferior. Estas diferenças podem ser consideradas clinicamente insignificantes; 2) os erros combinados da imagem do vídeo, digitalização da imagem e do programa não foram metodologicamente significantes, sendo portanto considerados reproduzíveis; 3) nenhum erro estatisticamente significativo foi encontrado nas medições repetidas das imagens digitais recuperadas. Entretanto, os valores absolutos de todos os parâmetros relacionados ao plano horizontal do método computadorizado foram de 0,7mm a 1mm maiores do que aqueles do método manual, indicando que ocorreu alguma ampliação horizontal. Esta informação

torna-se útil para a interpretação de dados obtidos da cefalometria computadorizada.

Na segunda parte do trabalho de FORSYTH et al.⁵¹, em 1996, os autores compararam a qualidade do diagnóstico realizado em radiografias convencionais e em imagens digitalizadas destas radiografias. No estudo utilizaram o digitalizador Digipad 5a, em um microcomputador IBM. A resolução da imagem foi de 512 x 512 pixels, com 64 tons de cinza. A imagem foi capturada com a câmera digital Pulnix TM-760. As radiografias convencionais mostraram-se mais eficientes quando da marcação dos pontos. Nestas, a pesquisa de erros acusou um menor número de erros casuais e sistemáticos significantes. Para a pesquisa de erros, os autores utilizaram as diferenças médias e o teste t. A comparação entre os diferentes métodos foi realizada por meio da estatística F. Deste estudo, as conclusões obtidas foram: 1) a calibração da imagem digital produz pequenos, porém significantes erros; 2) a resolução espacial da imagem digital é menor do que da radiografia convencional; 3) a imagem digital é incapaz de combinar a radiografia convencional em proporção dinâmica e sensibilidade para pequenas modificações na densidade óptica; 4) os erros casuais associados com as medidas angulares e lineares e com os pontos de identificação tendem a ser maiores com as imagens digitais do que com as radiografias convencionais; e 5) com a maioria das medidas angulares e lineares existe um erro sistemático entre as imagens digitais e as radiografias convencionais. Os pontos em margens indefinidas, como o N e o A parecem ter o maior erro.

Uma comparação entre o método manual e dois programas de traçado cefalométrico computadorizados, o Dentofacial Planner e o Quick Ceph, foi realizada por BASKIN; CISNEROS¹⁰, em 1997. Radiografias laterais de 22 pacientes, aleatoriamente escolhidas no Montefiore Medical Center Orthodontic Department, obtidas em oclusão cêntrica, posição natural da cabeça e lábios relaxados, num cefalostato Siemens, constituíram a amostra. Cada radiografia foi

duplicada, tendo 38 pontos permanentemente marcados. As radiografias marcadas foram digitalizadas duas vezes em ambos os programas, com o mesmo dispositivo de digitalização, comum a estes; e traçadas manualmente duas vezes. Médias, medianas, desvios padrão e valores máximos e mínimos foram calculados para as seguintes medidas: ANB, PgNB, SNA, SNB, SN-GoGn, SN-OP, $\underline{1}$.NA, $\underline{1}$ -NA, $\bar{1}$.NB, $\bar{1}$ -NB e $\underline{1}$. $\bar{1}$. Os 3 métodos foram comparados por uma análise de variância a dois critérios. A igualdade de medições foi calculada, e concordância entre os métodos foi computada usando coeficientes de correlação intra classes. Não houve diferenças entre os métodos, ressaltando apenas a rapidez de execução nos métodos computadorizados. O Dentofacial Planner exige a digitalização de 35 pontos contra 28 no Quick Ceph. Quanto ao coeficiente de correlação, apenas a medida $\underline{1}$ -NA obtida manualmente e a SN-OP obtida no Dentofacial Planner não ultrapassaram 0,75, ou seja não chegaram a ser 75% confiáveis. Segundo os autores, os valores são confiáveis quando o coeficiente excede 75%. Em conclusão, as análises cefalométricas puderam ser vistas como simples, eficientes, precisas e confiáveis em ambos os programas.

No trabalho de RUDOLPH; SINCLAIR; COGGINS¹²⁷, em 1998, onde a comparação foi feita entre o método manual e a identificação automática dos pontos S, N, P, Or, A, Ena, P, Me, B, ATM, ângulo mandibular, ápice e incisal dos incisivos superior e inferior, não houve diferenças estatisticamente significantes. A amostra constou de 16 radiografias, aleatoriamente escolhidas, obtidas em aparelhos de raios X distintos, representando uma grande extensão de parâmetros de exposição e técnicas. A identificação automática de pontos cefalométricos foi apresentada nesta publicação, tendo sido anteriormente referida em um dos tópicos anteriores desta revisão da literatura. Nos 15 pontos analisados estatisticamente, 9 foram identificados mais precisamente pelo método automático. O pogônio e o ponto B foram os mais precisamente identificados pelo método automático e a incisal do incisivo superior foi o ponto mais precisamente identificado manualmente; enquanto que o Po foi o menos preciso tanto pelo

método manual como automático. Os resultados, analisados por meio de médias e desvios padrão, permitiram inferir que os estudos futuros irão ser direcionados para a otimização da espectroscopia espacial, usando um maior número de imagens para identificar mais precisamente as características de valor na identificação dos pontos, além de usar mais pontos e permitir análises cefalométricas completas. Uma alta resolução da imagem, assim como melhoria da tecnologia de forma geral, também possibilitarão uma melhora na identificação dos pontos cefalométricos de menos precisão.

Em fevereiro de 1999, TSANG; COOKE¹⁵¹, da Universidade de Hong Kong, realizaram um estudo com a finalidade de comparar análises cefalométricas realizadas pelo Digigraph Workstation, o qual não utiliza radiografias, e sim o digitalizador sônico, com análises realizadas em radiografias cefalométricas convencionais, pelo programa Dentofacial Planner (Dfp). A amostra consistiu de 30 crânios humanos, onde dois conjuntos de cefalogramas duplicados foram obtidos com marcadores redondos de aço colocados na maioria dos pontos cefalométricos. Traçados duplicados de cada radiografia foram digitalizados para obter as medições cefalométricas pelo programa Dfp. Para o Digigraph Workstation, digitalizações sônicas duplas foram repetidas duas vezes para cada crânio, em duas ocasiões. As 15 medidas angulares e uma linear obtidas pelos dois métodos foram comparadas usando a análise de variância (ANOVA), testes t pareados e testes F. Todas as medidas, exceto uma, mostraram diferenças significantes entre os dois métodos ($P < 0,0001$). O Digigraph Workstation consistentemente produziu valores maiores em 11 medidas (diferenças médias de +0,5 a +15,7 graus ou mm) e valores mais baixos em 4 medidas (diferenças médias entre -0,2 e 3,5 graus). Os desvios padrão das diferenças entre as leituras em ambos os métodos foram amplos (de 0,4 a 5,8 graus ou mm). A reprodutibilidade das medições do Digigraph Workstation foram mais baixas do que das medições radiográficas. O erro do método do Digigraph Workstation

variou entre 7 a 70%, enquanto dos traçados radiográficos foi menor do que 2%. A conclusão foi de que as medições efetuadas por este programa devem ser interpretadas com cautela.

O estudo de BRANGELI et al.²⁶ comparou o traçado cefalométrico manual com o computadorizado, realizado no programa Ortofácil, e para avaliação deste, a ser futuramente comercializado no mercado nacional, utilizando imagens digitalizadas dos filmes radiográficos. Dois examinadores experientes realizaram as medições cefalométricas de 50 telerradiografias em norma lateral, pelos dois métodos, em tempos distintos. Os resultados intra e inter-examinadores, comparados estatisticamente pelo teste t de Student permitiram verificar que apenas 1 das 16 mensurações avaliadas apresentou diferença estatisticamente significante; sendo esta relacionada ao incisivo inferior.

A literatura nacional revisada não ofereceu, além deste último trabalho citado, nenhuma outra pesquisa direcionada à avaliação e/ou comparação dos programas disponíveis no mercado interno. Portanto, tal escassez de informação constitui-se motivo suficiente para este trabalho e muitas pesquisas futuras nesta área.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A partir do desenvolvimento de programas de traçados cefalométricos nacionais e da crescente utilização destes, por ortodontistas clínicos, pelos centros especializados em documentação ortodôntica e em pesquisas, este trabalho se propôs a comparar as medições efetuadas pelo programa de traçado cefalométrico de fabricação nacional Radiocef 2.0, utilizando-o da forma preconizada pelo fabricante, e de uma forma adaptada, com as medições efetuadas manualmente e pelo programa de traçado cefalométrico canadense Dentofacial Planner 7.02, já confiavelmente utilizado em trabalhos de pesquisa, com a finalidade de avaliar o seu desempenho e confiabilidade.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – MATERIAL

4.1.1 – Amostra

4.1.1.1 – Caracterização

A amostra constituiu-se de 50 telerradiografias cefalométricas laterais, pertencentes aos pacientes atendidos na clínica de pós-graduação da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, selecionadas de acordo com os seguintes critérios:

- obtidas de pacientes na faixa etária compreendida entre 11 e 24 anos de idade (média de 17,5 anos);
 - 27 obtidas de pacientes do sexo feminino e 23 de pacientes do sexo masculino;
 - boa qualidade quanto à nitidez e contraste das estruturas ósseas e de tecido mole, e posicionamento adequado da cabeça no cefalostato, implicando na coluna ereta e coincidência do plano horizontal de Frankfurt paralelo ao solo;
 - condição de visualização dos ápices dos incisivos centrais superiores e inferiores;
 - exemplares de diferentes tipos de má oclusão e de diferentes padrões de crescimento facial;
-

- pertencentes ao arquivo da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo.

4.1.1.2 - Distribuição

As radiografias foram medidas de quatro maneiras diferentes, caracterizando 4 grupos experimentais, denominados:

- **GRUPO 1 (G1)** – constituído das 50 telerradiografias cefalométricas laterais da amostra, nas quais foram realizadas medições lineares e angulares pelo método manual;
- **GRUPO 2 (G2)** – constituído das 50 telerradiografias cefalométricas laterais da amostra, nas quais as medições foram realizadas pelo programa Radiocef 2.0^a, a partir da digitalização dos traçados cefalométricos realizados manualmente, pertencentes ao grupo G1.
- **GRUPO 3 (G3)** – constituído das 50 telerradiografias cefalométricas laterais da amostra, nas quais as medições foram realizadas pelo programa Radiocef 2.0, a partir da digitalização das radiografias.
- **GRUPO 4 (G4)** – constituído das 50 telerradiografias cefalométricas da amostra, nas quais as medições foram realizadas pelo programa Dentofacial Planner 7.02^b, a partir da digitalização dos traçados cefalométricos realizados manualmente, sobre a mesa digitalizadora.

^a Radiomemory. Rua Timbiras, 1560, s/1806 e 1807. Belo Horizonte – M.G. Fone: (031) 213-6447

^b Dentofacial Software Inc. – 100 Simcoe Street Suite 303, Toronto, Ontário, Canadá. E-mail: contact@dentofacial.com

4.1.2 – Equipamento Utilizado para a Obtenção dos Traçados Cefalométricos

Para a obtenção dos traçados cefalométricos e posteriores medições em todos os grupos experimentais foram necessários os seguintes materiais e equipamentos:

- 60 folhas de papel ultraphan, cortadas no tamanho 17,5cm x 17,5cm;
- 60 folhas de papel sulfite, cortadas no tamanho 17,5cm x 17,5cm;
- fita adesiva transparente, da marca comercial fita mágica 3M^c;
- lapiseira de grafite macia (B) 0,5mm;
- borracha branca macia;
- régua de 20cm, marca comercial Desetec^d;
- esquadro marca comercial Desetec;
- transferidor de 180^o marca comercial Desetec;
- negatoscópio, marca comercial Metal Vander^e;
- microcomputador PC, Pentium^f II 266 MHz, MMX, equipado com monitor plano SVGA de 14 polegadas colorido;

^c 3M do Brasil Ltda. Via Anhanguera, Km110. Sumaré – S.P.

^d Desetec. Distrito Industrial, s/n^o. Itapuí - S.P.

^e Metal Vander. Av. Presidente Vargas, 362. Piracicaba – S.P. Fone: (019) 433-4209

^f Intel Corporation – 2200 Mission College Blvd., Santa Clara, CA, E.U.A.

- impressora modelo Laser Jet 4P, comercializada pela firma Hewlett Packard^g;
- mesa digitalizadora, modelo Accugrid A30TL.F;comercializada pela firma Numonics Corp^h.
- scanner com leitor de transparência, da marca comercial Microtekⁱ, modelo Scan Maker II SP, calibrado para escalas de cinza, resolução de 75 dpi, e tamanho da imagem 100%;
- programa para traçado cefalométrico computadorizado Radiocef 2.0, instalado no microcomputador, em associação com o scanner, acima citado;
- programa para traçado computadorizado Dentofacial Planner 7.02, instalado no microcomputador, em associação com a mesa digitalizadora, acima citada;
- local de trabalho permitindo condição de iluminação obscurecida;
- programa Sigma Stat, versão 4.0, comercializado pela firma Jandel^j, para as análises estatísticas; e
- programa Excel 97, comercializado pela firma Microsoft^k, para arquivamento dos dados obtidos nos diferentes grupos, permitindo o posterior tratamento estatístico, e para geração dos gráficos;

^g Hewlett Packard Company, 800 S. Taft Ave., Loveland, E.U.A. Fone: (011) 3747-7799 e (0800) 157751

^h Numonics Corp. 101 Commerce Drive. Montgomeryville, PA, E.U.A. Fone: (215) 362-2766

ⁱ Microtek International., Inc. No 6, Industry. East Road 3. Science-based Industry Park. Hsinchu, Taiwan.
Fone: (886) - 35772155

- programa Word 97, comercializado pela firma Microsoft, para edição da pesquisa.

Todos os materiais, equipamentos e programas utilizados pertencem à Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB-USP), disponíveis na Disciplina de Ortodontia e na Biblioteca desta instituição.

4.2 – MÉTODOS

4.2.1 – Traçado Cefalométrico

4.2.1.1 – Estruturas Anatômicas

Para as medições lineares e angulares realizadas em todos os grupos experimentais, exceto no Grupo G3, as seguintes estruturas anatômicas foram desenhadas, estando representadas na Figura 4.1.

- perfil tegumentar, da região da glabella até o contorno inicial do pescoço;
- contorno anterior do osso frontal e dos ossos nasais;
- contorno póstero-inferior das cavidades orbitárias;
- fissura pterigomaxilar;
- meato acústico externo;

- sela túrcica, incluindo os processos clinóides anterior e posteriores, a região do clívus, até o básico, e a porção inferior do osso esfenóide, até sua sobreposição com o ramo mandibular, no ponto articulare;
- mandíbula, incluindo o côndilo, o ramo, a base e a sínfise, em seus contornos interno e externo;
- maxila, incluindo o contorno do assoalho das fossas nasais, indo da espinha nasal anterior até a espinha nasal posterior, o perfil anterior e o contorno do palato duro;
- incisivos centrais superior e inferior, coroa e ápice dentários.

As estruturas de imagem dupla, tais como o contorno póstero-inferior das cavidades orbitárias e o contorno mandibular foram traçadas a partir da média de suas imagens.

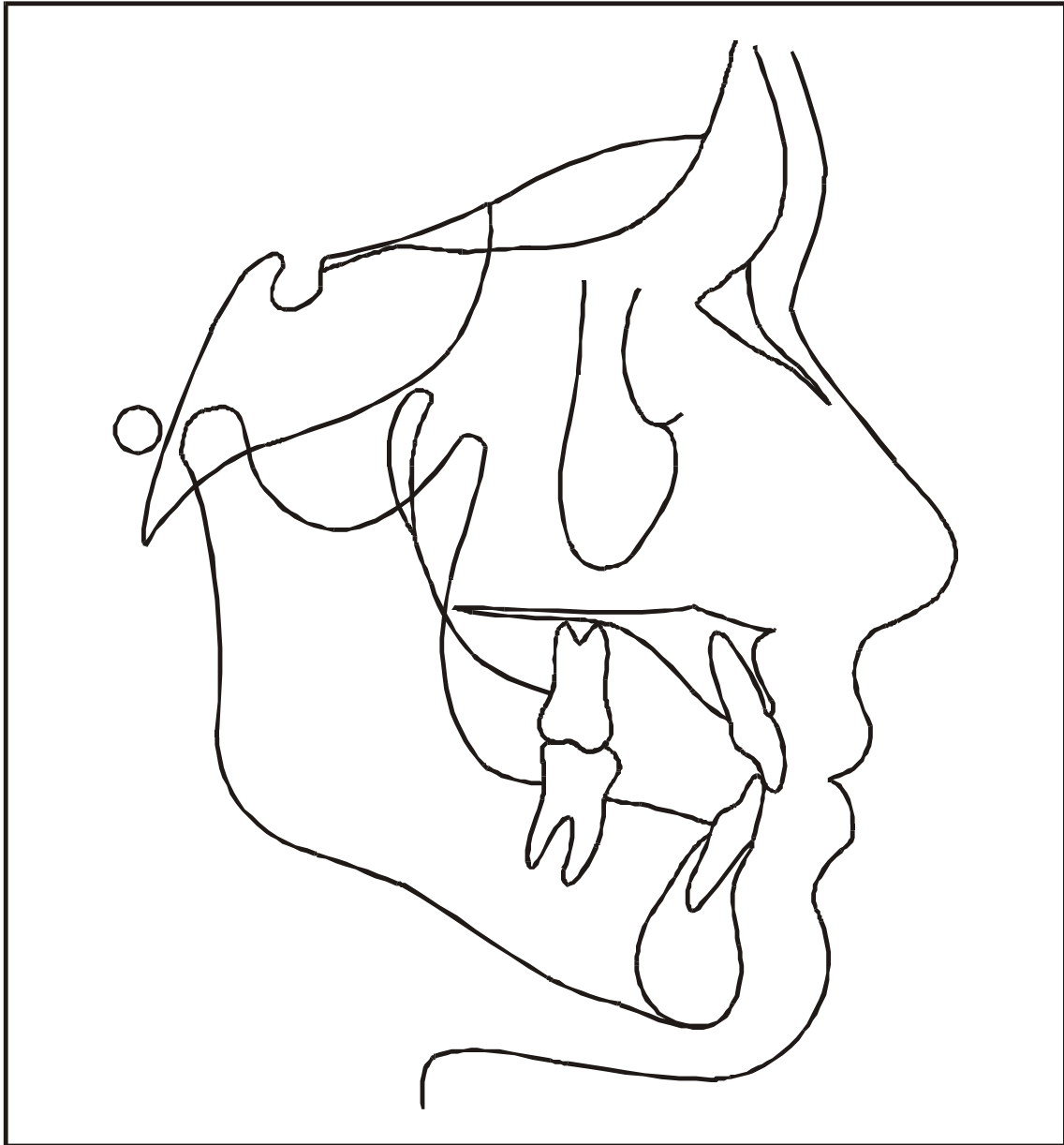


FIGURA 4.1 – Delimitação do desenho anatômico¹

¹Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

4.2.1.2 – Pontos Anatômicos

Os 21 pontos necessários para as medições efetuadas, de acordo com KROGMAN; SASSOUNI⁸⁴ e YEN¹⁶⁴, encontram-se abaixo descritos e representados na Figura 4.2.

1. S Sela: centro da concavidade óssea da sela túrcica
2. N Násio: interseção da sutura internasal com a sutura frontonasal
3. A Subespinhal: ponto mais profundo da concavidade anterior da maxila
4. B Supramentoniano: ponto mais profundo da concavidade anterior da mandíbula
5. Co Condílio: ponto mais posterior e superior do côndilo mandibular
6. Po Pório: ponto mais superior do meato acústico externo
7. Or Orbitário: ponto mais inferior da margem infraorbitária
8. Go Gônio: ponto mais inferior e posterior da mandíbula, localizado no ângulo
9. Me Mentoniano: ponto mais inferior do contorno da sínfise mentoniana
10. Gn Gnátio: ponto mais anterior e inferior da sínfise mentoniana
11. P Pogônio: ponto mais proeminente do contorno da sínfise mentoniana
12. Ar Articulare: no encontro do osso esfenóide com o contorno mandibular
13. IIs Incisal do incisivo superior: borda incisal dentária
14. Ili Incisal do incisivo inferior: borda incisal dentária
15. Als Ápice do incisivo superior: ápice dentário
16. Ali Ápice do incisivo inferior: ápice dentário
17. ENA Espinha nasal anterior: ponto mais anterior da maxila, no assoalho da fossa nasal
18. ENP Espinha nasal posterior: ponto mais posterior da maxila, no assoalho da fossa nasal
19. Ls Lábio superior: ponto mais anterior do vermelhão do lábio superior
20. P' Pogônio tegumentar: ponto mais anterior do contorno do mento mole
21. Prn Ponto mais anteriormente localizado na projeção nasal

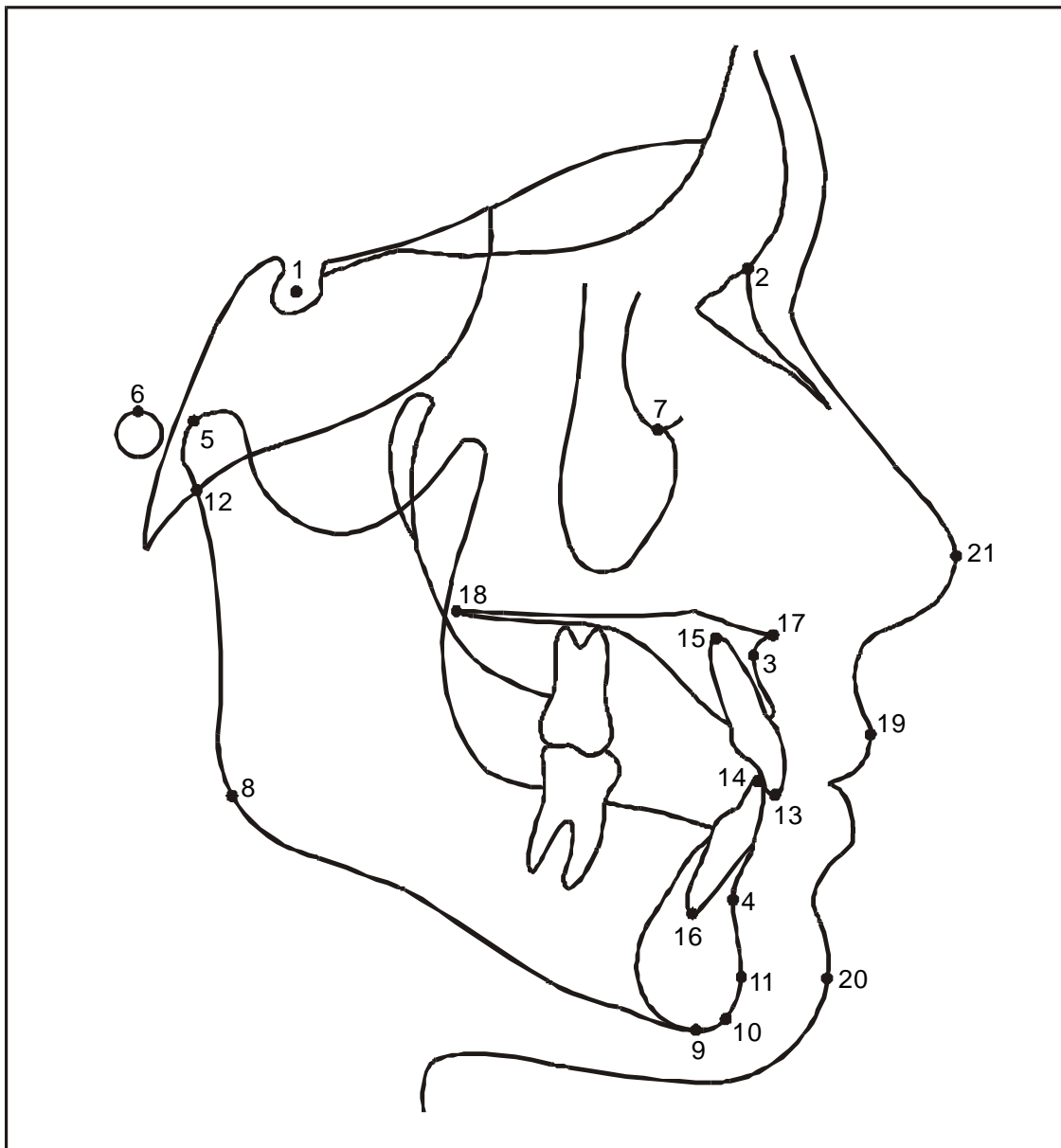


FIGURA 4.2 – Demarcação dos pontos cefalométricos^m

^m Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

Os pontos Go e Gn foram construídos geometricamente, de acordo com KROGMAN; SASSOUNI⁸⁴. Os pontos A, B e P foram marcados a partir de uma tangente ao ponto N, localizando estes pontos nas partes mais profundas da maxila, da mandíbula e mais anterior da sínfise mentoniana, respectivamente, e em todos os grupos experimentais, inclusive quando da marcação direta sobre a imagem digitalizada da radiografia, com a ajuda das ferramentas disponíveis no programa Radiocef 2.0, evitando-se comparações diferentes. Pontos envolvendo estruturas bilaterais foram marcados na média das estruturas.

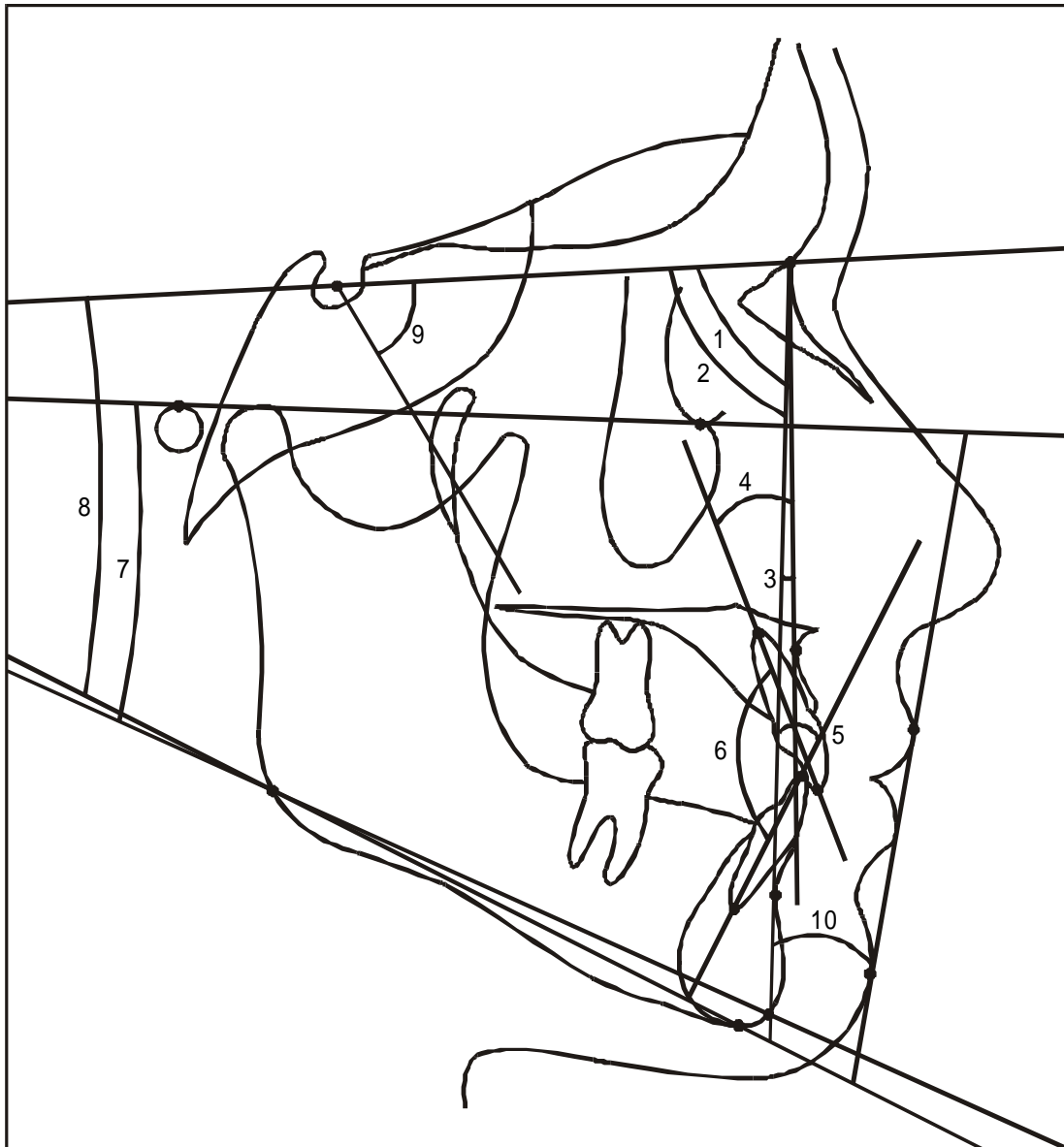
4.2.2 - Medidas Cefalométricas

A seguir estão relacionadas e explicadas as 27 medições efetuadas, divididas nas suas respectivas categorias representativas:

4.2.2.1 - Medidas Angulares (Fig. 4.3)

1. SNA
2. SNB
3. ANB
4. $\underline{1}$.NA
5. $\bar{1}$.NB
6. $\underline{1}$. $\bar{1}$
7. PoOr.GoGn
8. SN.GoMe
9. N.S.Gn
10. H.NB

Nesta categoria, existem ângulos medidos diretamente, e ângulos medidos por transferência, tanto no sentido horizontal como no sentido vertical.

FIGURA 4.3 – Medidas angularesⁿ

ⁿ Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

4.2.2.2 – Medidas de Comprimento (Fig. 4.4)

1. Co-A
2. Co-Gn
3. ENA-Me
4. S-N
5. S-Ar
6. N-Me
7. S-Go

As medidas de comprimento foram efetuadas de ponto a ponto, incluindo medições horizontais, verticais e diagonais.

4.2.2.3 – Distâncias horizontais (Fig. 4.5)

1. A-Nperp
2. P-Nperp

Tais medidas foram obtidas a partir da projeção perpendicular dos pontos A e P sobre o plano horizontal de Frankfurt, medindo-se a distância destes pontos à linha Nperp. Distâncias medidas à direita da linha Nperp têm valores positivos.

4.2.2.4 – Distâncias verticais (Fig.4.5)

3. N-ENA
4. ENA-Gn

Para medir a distância entre estes pontos, inicialmente eles foram projetados perpendicularmente sobre a linha Nperp.

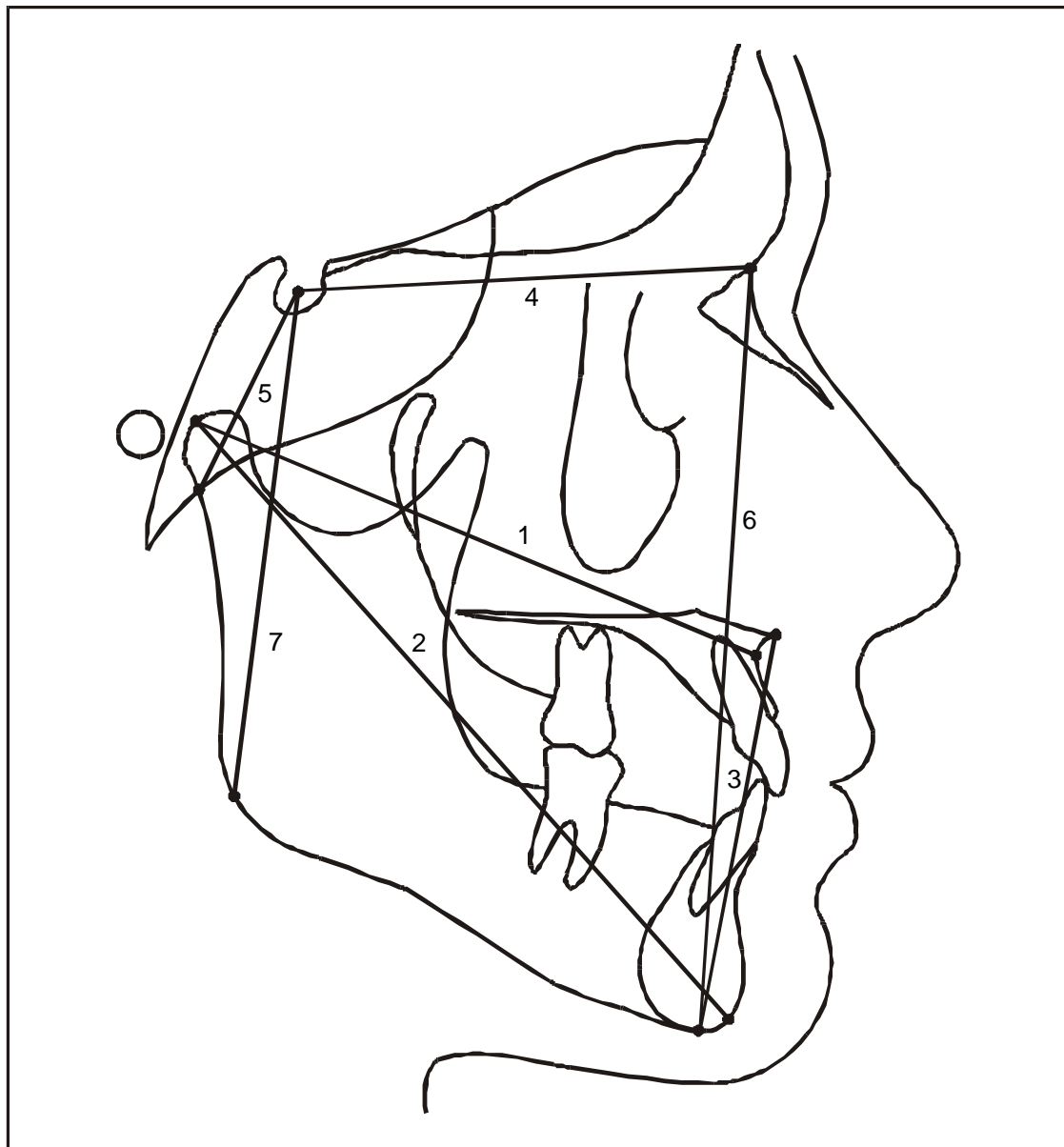


FIGURA 4.4 – Medidas de comprimento^o

^o Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

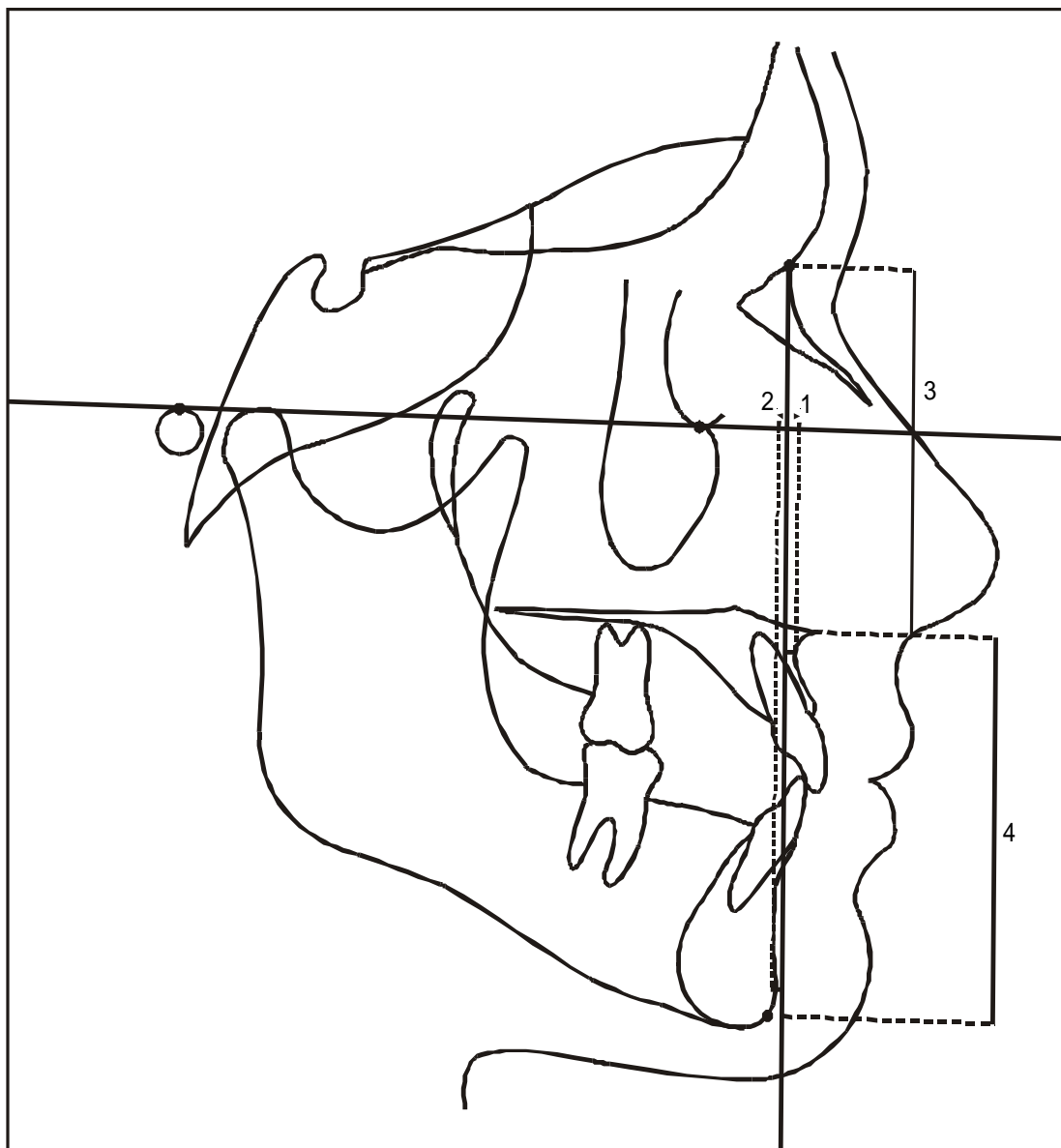


FIGURA 4.5 – Distâncias horizontais e verticais^p

^p Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

4.2.2.5 – Distâncias ponto-linha (Fig.4.6)

1. $\underline{1}$ -NA
2. $\overline{1}$ -NB
3. P-NB
4. H-nariz

Estas distâncias foram medidas diretamente de cada ponto à respectiva linha.

4.2.2.6 – Diferença

- Diferencial maxilo-mandibular (Co-Gn - Co-A)

Medida obtida subtraindo-se a distância Co-A, da distância Co-Gn.

4.2.2.7 – Proporção

- $S\text{-Go} / N\text{-Me} \times 100$

Divisão da distância S-Go pela distância N-Me, e multiplicando-se por 100.

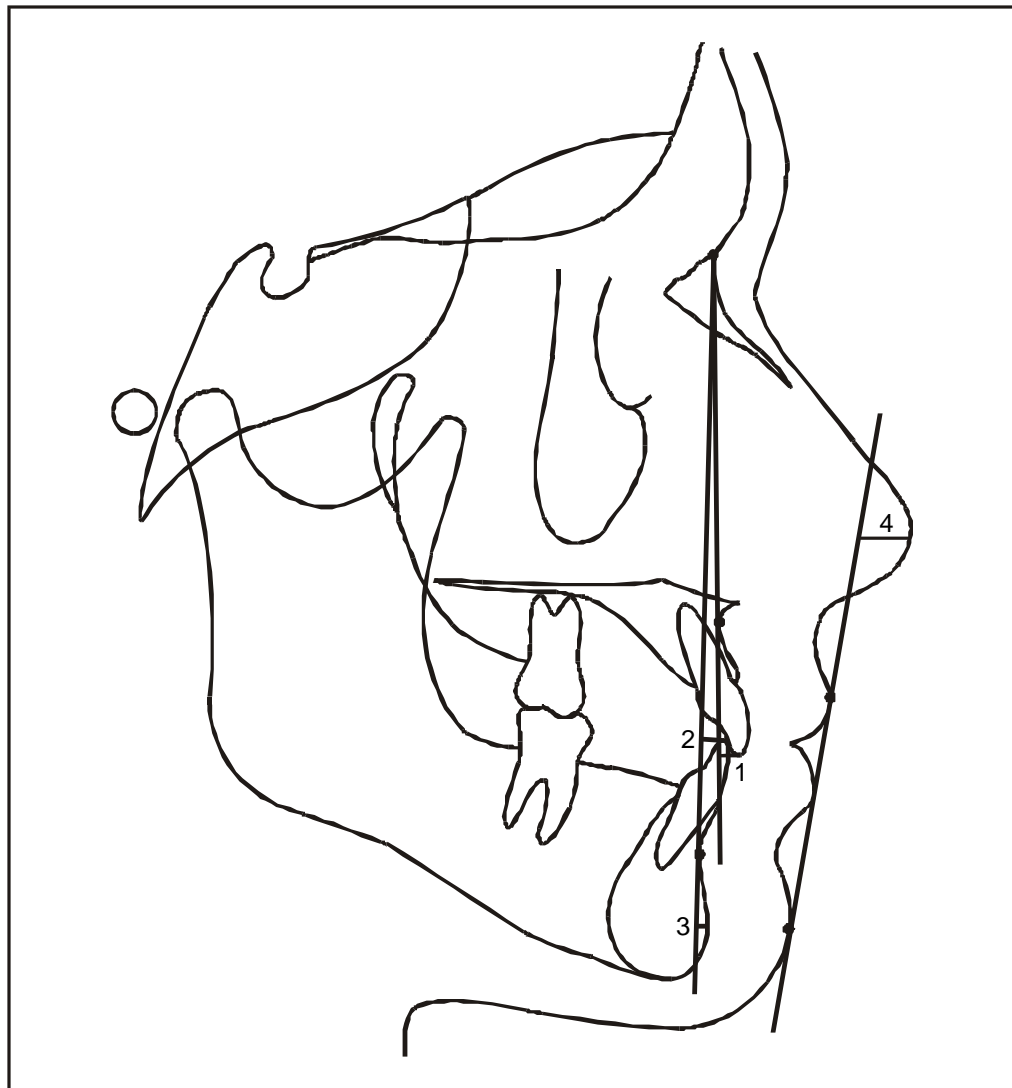


FIGURA 4.6 – Distâncias ponto-linha⁹

⁹ Fonte: MARTINS et al.⁹⁷

4.2.3 – Obtenção das Medidas Cefalométricas

4.2.3.1 – Medidas do Grupo G1

No grupo G1, os traçados e as medidas cefalométricas foram obtidas manual e diretamente no papel Ultraphan. Os desenhos das estruturas anatômicas e os pontos cefalométricos foram localizados utilizando-se o negatoscópio, em uma sala obscurecida. Um grupo de no máximo 10 radiografias foi trabalhado a cada dia, de maneira a evitar a fadiga do operador, minimizando a chance de erros casuais acontecerem.

Os dados foram anotados em uma ficha, e manualmente transportados para uma planilha de trabalho do programa Excel 97, para posterior tratamento estatístico destes. Os dados obtidos neste grupo encontram-se no Apêndice A1.

4.2.3.2 – Medidas do Grupo G2

Para a obtenção das medidas do Grupo G2, os traçados realizados manualmente, e utilizados para as medições do Grupo 1, foram digitalizados por meio do scanner e utilizados para as medições computadorizadas, pelo programa Radiocef 2.0. A partir destas imagens digitalizadas, realizou-se a marcação dos pontos com a ajuda do cursor do mouse, diretamente na tela do monitor. Finalizada esta etapa, os dados foram calculados e fornecidos pelo programa, em um modelo de ficha relatório, emitido e impresso para cada uma das radiografias. As medidas contidas nestes relatórios foram manualmente transferidas e armazenadas no programa Excel 97, em procedimento semelhante ao do Grupo G1, para posterior tratamento estatístico destes dados. Os valores obtidos nas medições deste grupo encontram-se no Apêndice A2.

Anteriormente às etapas das medições computadorizadas, os programas Radiocef 2.0 e Dentofacial Planner 7.02 necessitaram ser ajustados, de modo a realizarem apenas as medições selecionadas neste estudo. Também cuidou-se para que ambos estivessem realizando as mesmas formas de medições.

4.2.3.3 – Medidas do Grupo G3

À semelhança do Grupo G2, as medidas do Grupo G3 foram obtidas a partir de imagens digitalizadas pelo scanner das próprias telerradiografias, de acordo com o recomendado pelo fabricante. Os passos de marcação dos pontos, obtenção e arquivamento dos dados foram os mesmos descritos para o Grupo G2, acima. Os valores obtidos nas medições deste grupo encontram-se no Apêndice A3.

4.2.3.4 – Medidas do Grupo G4

No grupo G4, as medidas foram efetuadas pelo programa Dentofacial Planner 7.02. Os traçados cefalométricos manuais, utilizados no Grupo G1, foram adaptados à mesa digitalizadora, onde realizou-se a digitalização dos pontos, com o cursor próprio da mesa.

Assim como nos Grupos G2 e G3, o programa processou os dados, fornecendo os relatórios individuais das radiografias. Os dados destes relatórios foram exportados coletiva e diretamente para o programa Excel 97, recurso disponível neste programa. Os valores obtidos nas medições deste grupo encontram-se no Apêndice A4.

Com todos os dados arquivados, realizaram-se os testes estatísticos entre os grupos.

4.3 – Erro Intra-examinador

Para a verificação do erro, novos traçados e remedições de 10 radiografias da amostra, aleatoriamente escolhidas, foram executados, representando 20% do tamanho da amostra. As radiografias foram trabalhadas da forma como descrita anteriormente para os 4 grupos experimentais, permitindo a obtenção de dados em dois tempos: **T1** e **T2**, significando respectivamente as medições iniciais das 10 radiografias escolhidas, e as medições destas, efetuadas 4 meses após. A partir dos dados em **T1** e **T2** (Apêndices A5, A6, A7 e A8), os grupos foram comparados pelo teste *t* pareado, com $p < 0,05$, representando a busca de erros sistemáticos; no programa Sigma Stat, versão 4.0. A aplicação da fórmula de Dahlberg, abaixo representada, também utilizou os dados obtidos nestes dois tempos. Sua utilização foi possível dentro das funções do programa Excel 97.

A confiabilidade do método estatístico empregado para a comparação dos grupos experimentais foi testada, com a fórmula de Dahlberg $S^2 = \sum d^2/2n$ na verificação de erros casuais, e o teste *t* de Student pareado na verificação dos erros sistemáticos, conforme recomendado por HOUSTON⁷¹, em 1983. S^2 representa o erro de Dahlberg; $\sum d^2$ corresponde ao somatório dos quadrados das diferenças entre as primeiras e as segundas medições e $2n$ representa o dobro do número de casos em que as medidas foram repetidas.

4.4 – Análise Estatística

Os dados obtidos nos 4 grupos experimentais foram analisados pelo programa Sigma Stat, versão 4.0, por meio da análise de variância a um critério (ANOVA), com $p < 0,05$ para a comparação destes. Para a comparação das medidas cujos valores não preencheram o pré-requisito de enquadrarem-se na curva de normalidade, realizou-se o teste de Kruskal-Wallis. Quando da observação de resultados significantes, previu-se a realização do teste de Tukey, visando indicar especificamente entre quais grupos estaria ocorrendo essa diferença significativa. Para localizar os grupos onde ocorreram diferenças significantes, comparados pelo teste de Kruskal-Wallis, previu-se a realização do teste de Dunn.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

A apresentação dos resultados encontra-se organizada em tabelas e gráficos, a seguir. Previamente aos resultados específicos da pesquisa, as tabelas 1, 2, 3 e 4 demonstram os erros intra-examinador.

A tabela 5 demonstra a comparação entre as médias aritméticas, os desvios padrão e os níveis de significância dos grupos G1, G2, G3 e G4, pela análise de variância (ANOVA).

A tabela 6 demonstra a comparação dos valores das medianas e os níveis de significância dos grupos G1, G2, G3 e G4, pelo teste de Kruskal-Wallis.

A representação gráfica dos valores das médias obtidas nos 4 grupos, para as diferentes medidas encontra-se na Figura 5.1.

Tabela 1 – Média (x), desvio padrão (s), nível de significância (P) e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo **G1**.

Medidas cefalométricas	XT1	XT2	ST1	ST2	P	Dahlberg
SNA (graus)	81,85	81,25	3,15	3,07	0,0368	0,16
SNB (graus)	78,70	78,50	2,50	2,59	0,4620	0,19
ANB (graus)	3,15	2,75	2,20	1,99	0,0528	0,11
1.NA (graus)	21,55	21,65	7,98	8,23	0,8299	0,19
1.NB (graus)	24,70	23,80	7,37	7,24	0,0446	0,71
1/1 (graus)	130,70	131,25	14,92	12,45	0,7418	2,48
PoOr.GoGn (graus)	22,10	21,95	4,78	4,80	0,1934	0,16
SN.GoMe (graus)	32,90	33,80	5,54	5,99	0,1373	0,16
N.S.Gn (graus)	67,15	67,05	3,57	3,35	0,5911	0,25
H.NB (graus)	12,65	12,20	4,47	3,80	0,3888	0,46
Co-A (mm)	98,50	93,60	5,00	4,01	0,8173	0,60
Co-Gn (mm)	118,85	119,35	5,06	4,50	0,3276	0,71
Ena-Me (mm)	68,05	67,60	4,04	3,91	0,0187	0,25
S-N (mm)	74,10	74,10	4,44	4,57	1,0000	0,00
S-Ar (mm)	37,25	37,00	3,44	3,22	0,0957	0,16
N-Me (mm)	10,60	120,20	4,00	4,17	0,0224	0,34
S-Go (mm)	78,50	77,60	5,19	5,31	0,0383	0,27
A-Nperp (mm)	1,05	0,85	3,86	4,16	0,2695	0,22
P-Nperp (mm)	-2,65	-2,05	5,09	5,65	0,1039	0,37
N-Ena (mm)	53,45	53,80	2,28	2,37	0,0886	0,25
Ena-Gn (mm)	64,95	63,60	3,80	3,96	0,1066	0,22
1-NA (mm)	3,80	4,30	2,96	3,03	0,0150	0,19
1-NB (mm)	3,30	3,25	2,97	3,04	0,7263	0,11
P-NB (mm)	2,10	1,85	1,31	2,32	0,5693	0,11
H-nariz (mm)	4,10	3,80	4,44	4,76	0,3572	0,51
Diferença (mm)	25,35	25,15	3,59	3,28	0,7577	0,22
Proporção (%)	65,09	64,81	4,89	4,80	0,5481	0,36

Tabela 2 – Média (x), desvio padrão (s), nível de significância (P) e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo **G2**.

Medidas cefalométricas	XT1	XT2	ST1	ST2	P	Dahlberg
SNA (graus)	81,86	81,26	3,20	3,16	0,0170	0,11
SNB (graus)	78,64	78,33	2,44	2,46	0,0542	0,14
ANB (graus)	3,21	2,93	2,20	2,14	0,0627	0,05
1.NA (graus)	21,83	22,17	8,18	7,81	0,5067	0,24
1.NB (graus)	24,77	23,79	7,41	7,21	0,0066	0,59
1./1 (graus)	130,17	131,09	12,09	12,69	0,0611	0,60
PoOr.GoGn (graus)	21,94	21,75	4,62	4,64	0,2150	0,19
SN.GoMe (graus)	33,28	33,67	5,75	6,06	0,1876	0,17
N.S.Gn (graus)	66,75	66,92	3,41	3,42	0,2836	0,08
H.NB (graus)	12,18	12,27	3,65	4,14	0,7481	0,44
Co-A (mm)	93,59	94,04	4,94	4,05	0,2980	0,69
Co-Gn (mm)	118,79	119,70	5,18	4,42	0,0901	0,99
Ena-Me (mm)	67,84	67,61	3,78	3,89	0,0513	0,14
S-N (mm)	74,12	74,29	4,37	4,59	0,3254	0,07
S-Ar (mm)	37,15	36,98	3,42	3,07	0,5352	0,31
N-Me (mm)	119,97	119,95	4,25	4,23	0,9634	0,09
S-Go (mm)	77,97	77,48	5,08	5,18	0,1780	0,23
A-Nperp (mm)	1,00	0,88	3,90	4,01	0,5686	0,21
P-Nperp (mm)	-2,59	-2,20	5,20	5,32	0,2657	0,38
N-Ena (mm)	53,52	53,70	2,16	2,28	0,4574	0,21
Ena-Gn (mm)	64,69	64,61	3,69	3,80	0,6808	0,26
1-NA (mm)	3,53	4,11	2,99	2,98	0,0052	0,14
1-NB (mm)	3,29	3,31	2,97	2,97	0,9185	0,14
P-NB (mm)	1,88	1,85	2,40	2,43	0,8165	0,10
H-nariz (mm)	3,92	3,79	4,51	4,81	0,6288	0,37
Diferença (mm)	25,17	25,67	3,57	3,47	0,0570	0,43
Proporção (%)	65,08	64,66	4,99	5,12	0,2630	0,15

Tabela 3 – Média (x), desvio padrão (s), nível de significância (P) e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo **G3**.

Medidas cefalométricas	XT1	XT2	ST1	ST2	P	Dahlberg
SNA (graus)	82,32	82,62	3,68	3,87	0,4733	0,49
SNB (graus)	78,99	79,19	2,74	2,87	0,5651	0,52
ANB (graus)	3,35	3,43	2,17	2,13	0,7092	0,13
$\underline{1}$.NA (graus)	22,67	22,18	7,88	7,79	0,3786	0,68
$\bar{1}$.NB (graus)	23,69	26,05	8,37	7,39	0,0071	1,72
$\underline{1}$/$\bar{1}$ (graus)	130,29	128,35	13,90	13,27	0,0444	1,73
PoOr.GoGn (graus)	21,52	21,60	4,65	4,78	0,9194	0,72
SN.GoMe (graus)	32,22	32,01	6,40	6,37	0,5696	0,55
N.S.Gn (graus)	66,50	66,33	3,63	4,20	0,6324	0,49
H.NB (graus)	12,32	12,24	4,11	4,65	0,8168	0,32
Co-A (mm)	95,37	94,41	4,03	4,32	0,0043	0,67
Co-Gn (mm)	120,41	119,11	4,54	4,57	0,1323	0,71
Ena-Me (mm)	67,86	67,80	3,71	3,95	0,7815	0,27
S-N (mm)	74,00	73,87	4,28	4,19	0,550	0,71
S-Ar (mm)	38,05	37,67	3,42	3,01	0,2909	0,51
N-Me (mm)	120,08	120,02	4,41	4,83	0,9085	0,43
S-Go (mm)	79,52	79,84	5,38	4,96	0,6279	0,42
A-Nperp (mm)	0,86	0,72	4,00	4,22	0,6140	0,45
P-Nperp (mm)	-2,95	-3,34	5,59	6,45	0,6068	0,95
N-Ena (mm)	53,47	53,36	2,35	2,33	0,8118	0,62
Ena-Gn (mm)	64,88	64,70	4,11	3,97	0,3068	0,25
$\underline{1}$-NA (mm)	3,80	3,63	2,94	3,03	0,4455	0,11
$\bar{1}$-NB (mm)	3,31	3,92	3,29	2,88	0,0226	0,52
P-NB (mm)	1,98	2,00	1,82	1,78	0,8928	0,15
H-nariz (mm)	4,39	4,83	5,18	4,65	0,6204	0,61
Diferença (mm)	25,03	25,04	3,15	2,95	0,9856	0,11
Proporção (%)	66,32	66,66	5,52	5,48	0,5504	0,46

Tabela 4 – Média (x), desvio padrão (s), nível de significância (P) e índice de Dahlberg dos valores obtidos da comparação entre as duas séries de traçados das radiografias, nos tempos T1 e T2, do grupo **G4**.

Medidas cefalométricas	XT1	XT2	ST1	ST2	P	Dahlberg
SNA (graus)	81,75	81,00	3,17	3,22	0,0044	0,23
SNB (graus)	78,65	78,21	2,48	2,60	0,0533	0,19
ANB (graus)	3,10	2,87	2,23	2,09	0,1536	0,10
1.NA (graus)	21,41	22,14	8,05	7,71	0,0706	0,39
1.NB (graus)	24,69	23,83	7,29	7,22	0,0512	0,56
1/1 (graus)	130,81	131,22	12,12	12,52	0,5343	0,68
PoOr.GoGn (graus)	22,03	22,08	4,59	5,09	0,8496	0,10
SN.GoMe (graus)	33,28	3,74	5,88	6,04	0,0829	0,19
N.S.Gn (graus)	66,92	67,19	3,37	3,49	0,0736	0,17
H.NB (graus)	12,29	12,36	3,51	4,09	0,8402	0,37
Co-A (mm)	93,19	93,61	5,03	4,14	0,3426	0,67
Co-Gn (mm)	118,42	119,29	5,06	4,40	0,1164	0,89
Ena-Me (mm)	67,92	67,45	3,99	3,99	0,0036	0,27
S-N (mm)	73,79	73,99	4,24	4,55	0,2167	0,10
S-Ar (mm)	37,17	36,93	3,39	3,25	0,1369	0,13
N-Me (mm)	120,10	120,01	4,31	4,32	0,5814	0,17
S-Go (mm)	78,22	77,46	5,14	5,30	0,0655	0,29
A-Nperp (mm)	0,91	0,59	3,93	4,14	0,2845	0,16
P-Nperp (mm)	-2,63	-2,45	5,17	5,74	0,6620	0,22
N-Ena (mm)	53,48	54,00	2,28	2,45	0,1054	0,28
Ena-Gn (mm)	64,82	64,49	3,76	3,87	0,0362	0,15
1-NA (mm)	3,53	4,23	2,97	3,01	0,0009	0,25
1-NB (mm)	3,20	3,41	3,01	2,99	0,2650	0,23
P-NB (mm)	1,86	1,99	2,06	2,42	0,5156	0,24
H-nariz (mm)	3,94	3,64	4,39	4,80	0,3556	0,53
Diferença (mm)	25,41	25,69	3,58	3,47	0,3979	0,28
Proporção (%)	65,21	64,64	4,99	5,18	0,1195	0,20

Tabela 5 – Média (X), desvio padrão (S) e nível de significância (P) das medidas obtidas nos grupos G1, G2, G3 e G4, pela análise de variância (ANOVA).

Medidas cefalométricas	G1		G2		G3		G4		P
	X	S	X	S	X	S	X	S	
PoOr.GoGn (graus)	24,60	4,71	24,50	4,71	24,20	4,94	24,60	4,76	0,9654
Co-Gn (mm)	118,20	7,39	118,30	7,37	118,80	7,88	117,90	7,38	0,9437
S-Go (mm)	77,30	7,38	77,00	7,24	79,30	7,74	77,10	7,35	0,3532
P-Nperp (mm)	-3,91	7,05	-4,49	7,01	-5,72	7,14	-4,48	6,97	0,6235
T-NB (mm)	4,47	2,79	4,42	2,83	4,64	2,91	4,34	2,81	0,9606
Diferença (mm)	26,70	5,10	26,40	4,63	25,90	4,75	26,50	4,77	0,8611

Tabela 6 – Mediana (Md) e nível de significância (P) das medidas obtidas nos grupos G1, G2 G3 e G4, pelo teste de Kruskal-Wallis.

Medidas cefalométricas	G1	G2	G3	G4	P
	Md	Md	Md	Md	
SNA (graus)	82,0	82,3	82,5	81,9	0,7617
SNB (graus)	78,5	78,7	79,1	78,5	0,9580
ANB (graus)	4,00	3,67	4,06	3,75	0,9281
\perp -NA (graus)	23,8	24,0	23,9	23,9	0,8919
\perp -NB (graus)	26,8	26,4	27,4	26,6	0,9383
\perp -1 (graus)	125,0	125,3	123,7	125,5	0,8819
SN.GoMe (graus)	34,0	34,4	33,1	34,5	0,6467
N.S.Gn (graus)	67,0	66,4	66,4	66,7	0,8509
H.NB (graus)	13,5	13,3	13,3	13,2	0,9518
Co-A (mm)	90,3	90,9	92,0	90,8	0,5831
Ena-Me (mm)	68,0	67,6	67,7	67,6	0,9935
S-N (mm)	72,8	72,7	71,9	72,4	0,8971
S-Ar (mm)	35,0	34,8	36,3	34,8	0,3504
N-Me (mm)	120,0	119,2	119,2	119,5	0,9612
A-Nperp (mm)	0,75	0,74	0,24	0,65	0,8728
N-Ena (mm)	53,0	53,0	53,1	52,9	0,9993
Ena-Gn (mm)	64,8	64,3	64,2	64,6	0,9975
\perp -NA (mm)	4,50	4,36	4,42	4,30	0,9855
P-NB (mm)	1,50	1,45	1,53	1,65	0,9320
H-nariz (mm)	3,25	3,21	3,33	3,00	0,9655
Proporção (%)	64,6	64,4	65,7	64,6	0,2015

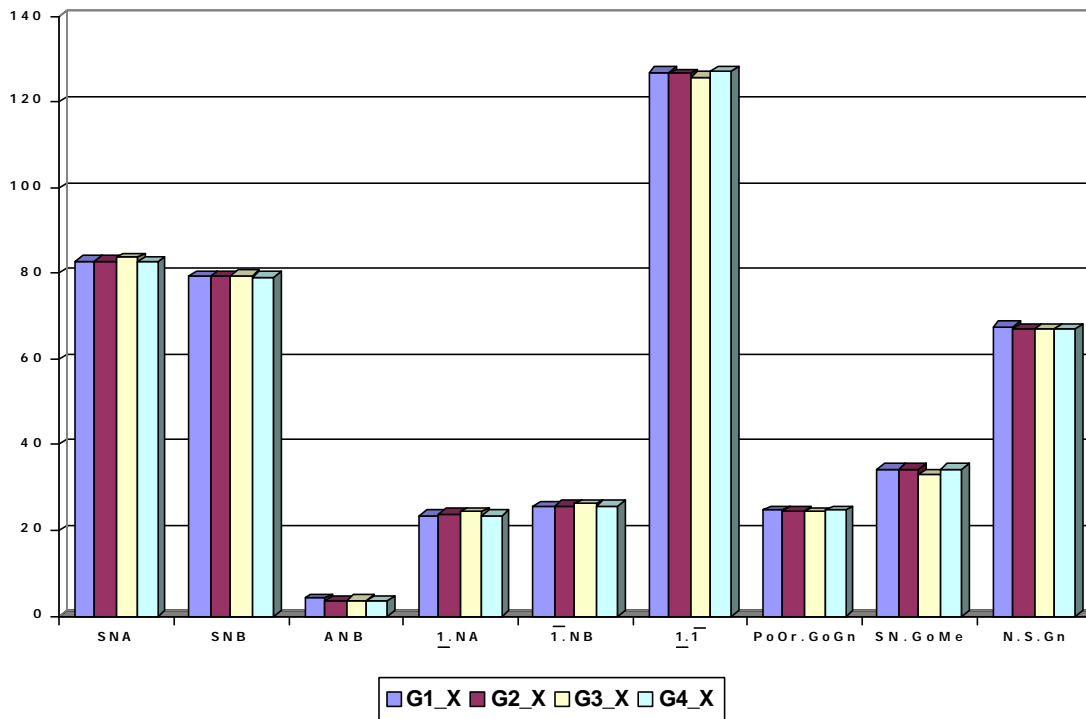


FIGURA 5.1 – Representação gráfica dos valores médios obtidos nos grupos G1, G2, G3 e G4.

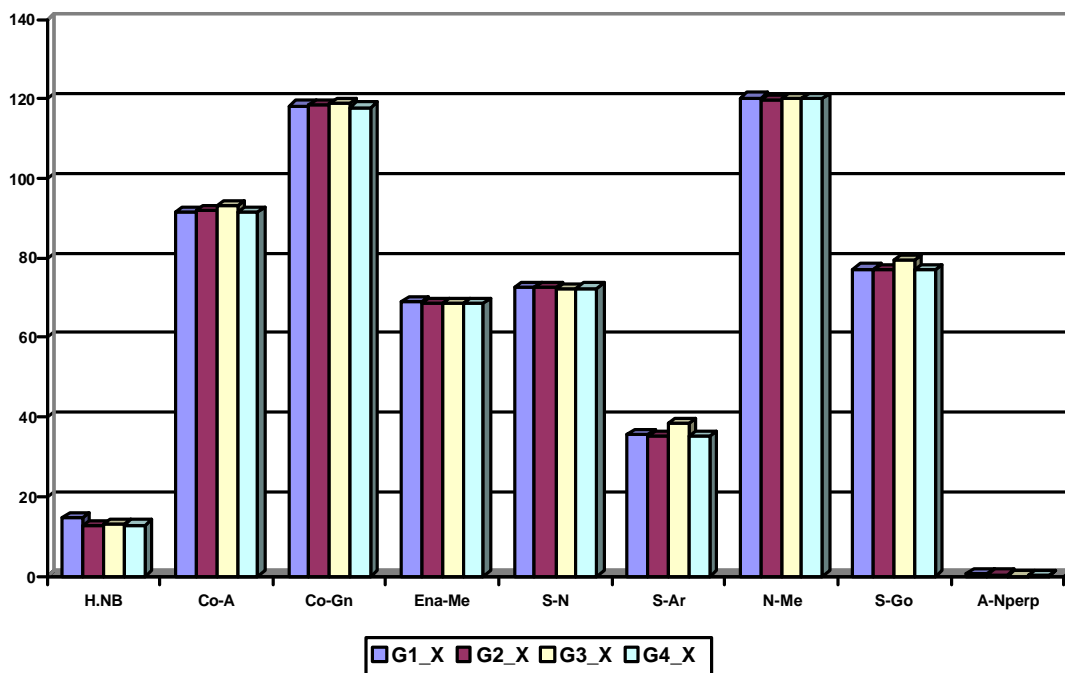


FIGURA 5.1 – continuação

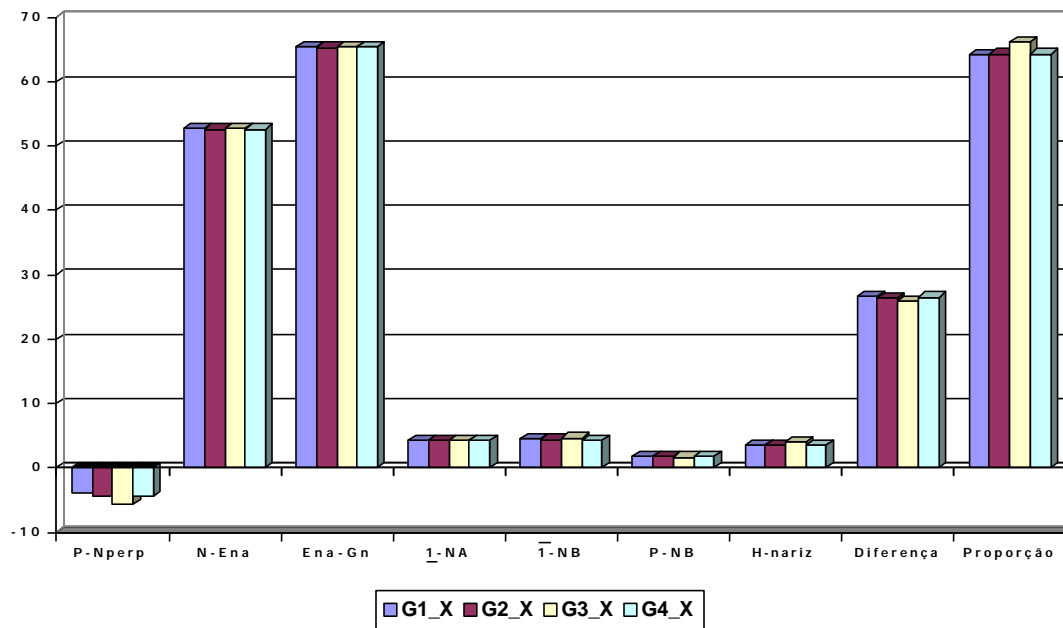


FIGURA 5.1 – continuação

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 A AMOSTRA UTILIZADA

A amostra integrante deste trabalho de pesquisa constou de 50 telerradiografias cefalométricas de perfil, as quais foram selecionadas, *a priori*, pela faixa etária, estando esta compreendida entre os 11 e 24 anos de idade. Nestas idades, todos os pacientes apresentam, certamente, os ápices dentários dos incisivos com rizogênese completa. Este fato foi relevante, pois conforme salientaram alguns pesquisadores ápices completos são garantia de melhor condição de localização de pontos nestas regiões^{102,130,141}. Neste trabalho, as medidas $\underline{1}.NA$, $\bar{1}.NB$ e $\underline{1}.\bar{1}$, as quais haviam sido definidas na metodologia para constar das avaliações, são dependentes de pontos demarcados nos ápices de incisivos.

O total de radiografias incluídas na amostra representa um número expressivo para a interpretação e análise dos resultados, estando de acordo com vários trabalhos consultados^{10,16,26,36,40,42,51,70,73,92,94,105,110,118,127,130,151}.

Embora radiografias de pacientes de ambos os sexos tenham sido utilizadas, pela relativa facilidade de obtenção, principalmente relacionada ao próximo critério a ser discutido (obtidas em um mesmo aparelho de raios X), tal fato não teria influenciado os resultados, haja vista a natureza da pesquisa, onde nenhuma característica ligada ao sexo tenha sido alvo de análise. O mesmo ocorreu com o fato da seleção ter envolvido exemplares de diferentes tipos de má oclusão e de diferentes padrões de crescimento facial. Diversos trabalhos publicados na literatura embasaram estes critérios de seleção^{10,36,70,73,94,110,118,127,130,151}.

As radiografias da amostra estudada foram obtidas em dois tipos de aparelhos de raios X, ambos de última geração, conferindo-lhes um padrão tecnológico semelhante. Os aparelhos de raios X, com os quais obteve-se as radiografias, o Orthophos Plus cd e o Rotograph Plus, permitem exposições padronizadas. Esta padronização envolve o posicionamento do paciente no cefalostato, cuja inobservância pode alterar os valores numéricos das medições angulares e lineares, como já enfatizado há muitos anos por BROADBENT²⁸ (1931), ADAMS² (1940) e THUROW¹⁴⁸ (1951). Além do posicionamento do paciente no cefalostato, de acordo com FRANKLIN; MILWAUKEE⁵² (1952), fatores de exposição como a miliamperagem e a kilovoltagem podem ser adequados à quantidade de massa corpórea, de forma a oferecer nitidez e contraste adequados. Os fatores de ampliação da imagem podem ser calculados quando isto for um ponto relevante de análise. A quantidade de radiação da área exposta, pode ser controlada pelos colimadores específicos desta função, e nesta técnica também emprega-se o filtro para evidenciação do perfil mole, que nos aparelhos utilizados localizam-se próximo ao ponto focal⁵².

Nitidez e contraste adequados contribuem, além dos fatores inerentes ao processamento das películas radiográficas, para a qualidade da imagem observada, o que por sua vez vem a ser um ponto extremamente favorável quando da localização precisa dos pontos cefalométricos^{31,40,42,56,64,71,101,135,141,143}. Por este motivo, todas as radiografias selecionadas para esta pesquisa apresentavam boa qualidade visual, com nitidez e contraste adequados nas regiões de tecido ósseo e de tecido mole.

6.2 OS PONTOS E AS MEDIDAS CEFALOMÉTRICAS SELECIONADAS

Os trabalhos revisados na literatura, relacionados ao tema e com propósitos semelhantes aos desta pesquisa, permitiram verificar a falta de

uniformidade de critérios de escolha quanto aos pontos cefalométricos e às medições angulares e lineares ideais para compor estudos desta natureza^{10,16,36,70,73,94,118,127,130}.

Algumas justificativas podem ser aplicadas quando da seleção dos pontos e medidas neste tipo de pesquisa, como por exemplo a relativa facilidade de localização do ponto, conferindo-lhe mais confiabilidade do que outros, o que influencia conseqüentemente na medida^{3,11,12,15,31,71,78,85,117,102,132,135,164}, a representatividade da medida, estando mais ou menos presente em diferentes análises cefalométricas propostas por vários autores^{4,55,78,82,124,132,138,143,144} ou ainda o fato de determinada medida representar um segmento linear maior ou menor, podendo expressar resultados de variabilidade mais ou menos significativos, conseqüentemente podendo refletir maiores ou menores distorções nas imagens radiográficas digitalizadas, nos sentidos horizontal, vertical e/ou diagonal, como explicaram BAUMRIND; FRANTZ¹², em 1971.

A ausência de uma metodologia específica ou recomendada, destinada a orientar pesquisa dessa natureza, quanto à seleção dos pontos e das medidas cefalométricas, levou ao entendimento de que as medidas a serem escolhidas deveriam representar todas as categorias de medições possíveis de realização nestas radiografias de perfil, pelos programas cefalométricos. Estas medidas deveriam também ser amplamente conhecidas, inclusive utilizadas na composição de diferentes análises cefalométricas, representativas de regiões de tecidos ósseos e moles da face e importantes na elaboração de um diagnóstico e plano de tratamento, ou no acompanhamento das modificações decorrentes do crescimento e desenvolvimento craniofaciais e/ou resultantes da técnica ortodôntica empregada.

Assim, de acordo com estes pensamentos, comuns com as opiniões de SOLOW¹³⁸, as medidas cefalométricas utilizadas foram estabelecidas de acordo

com as seguintes categorias: medidas angulares e medidas lineares distintas, como de comprimento, distâncias horizontais, distâncias verticais e distâncias ponto-linha, além de medidas calculadas matematicamente, de diferença e de proporção. Em ambos os programas cefalométricos avaliados neste trabalho, as medidas lineares definidas como de comprimento, caracterizam-se por medição direta, efetuada de ponto a ponto. As medidas lineares definidas como distâncias horizontais, foram efetuadas a partir de uma projeção perpendicular dos pontos em questão, sobre o plano de Frankfurt, de ponto a ponto. Semelhantemente, as distâncias verticais foram medidas, a partir da projeção perpendicular dos pontos sobre a linha Nperp (perpendicular ao plano de Frankfurt, através do ponto N). As distâncias ponto-linha foram medidas, como o próprio nome indica, do ponto à linha em questão, tendo como referência de paralelismo horizontal do instrumento de medição o plano de Frankfurt, e como referência ortogonal a linha Nperp. Portanto, os eixos horizontal e vertical definidos para as medições, foram respectivamente o plano de Frankfurt e a linha Nperp.

Ao revisar a literatura, pôde-se perceber que a grande maioria dos trabalhos incluía em suas avaliações, medidas angulares e lineares^{10,16,25,36,40,51,70,92,94,105,130}, porém nenhum destes autores se preocupou em explicar se as medições lineares eram efetuadas diretamente, de ponto a ponto, ou se envolviam algum tipo de projeção perpendicular, como enfatizadas neste trabalho, nas distâncias horizontais e verticais. Alguns trabalhos consultados apenas referiam-se aos eixos horizontal e vertical considerados em suas medições^{11,16,31,73,117,132,134,141}.

6.3 OS PROGRAMAS DE TRAÇADO CEFALOMÉTRICO UTILIZADOS

Em 1965, segundo RICKETTS¹²¹, iniciara-se a era da cefalometria radiográfica computadorizada, cujo futuro era de fácil previsão, tendendo a alçar grandes vôos rumo a um universo de infinitas possibilidades, que hoje se pode ver

confirmado. No Brasil, na década de 80, os pesquisadores ALMEIDA⁶ e ATTA; HENRIQUES⁷ preocuparam-se na divulgação do método computadorizado. Nesse período, as pesquisas internacionais registraram resultados de testes de confiabilidade dos programas recém-desenvolvidos.

A evolução tecnológica na área da computação viabilizou o desenvolvimento de diferentes programas de traçado cefalométrico, a partir do final da década de 60 e início dos anos 70, os quais foram sendo gradativamente disponibilizados no comércio, como se pode avaliar por meio da literatura compilada^{1,5,9,13,14,16,25,35,37,48,49,57,61,65,69,80,88,90,94,104,110,114,127,128,137,139,150,154,155,157}. Os próprios programas também vêm sendo, constantemente, alvos da evolução tecnológica, pois a cada dia, muitos recursos adicionais e facilidades ao usuário são adicionadas, os quais falam a favor do desempenho e da confiabilidade destes^{26,34,36,114,127,155}.

Como conseqüência do aumento da concorrência no setor de produção dos equipamentos de informática, de modo geral, observou-se a redução do custo dos equipamentos necessários para a utilização destes programas de traçado cefalométrico. Isto veio permitir um número cada vez maior de usuários deste tipo de método auxiliar de diagnóstico, tornando-o, nos dias de hoje, um recurso rotineiramente empregado por muitos clínicos e pesquisadores da área ortodôntica.

A popularização do uso do computador nas medições cefalométricas também ocorreu pelo fato da máquina realizar tais medidas com maior precisão do que pelo método convencional, a partir da conversão da telerradiografia em um eixo de coordenadas cartesianas X e Y, conforme conclusão dos trabalhos de vários autores^{9,16,25,61,69}.

Muitos pesquisadores^{9,10,14,16,25,48,61,69,70,71,92,118,121,122} salientaram outras grandes vantagens do método, quais sejam a possibilidade da execução de um

número infinito de medições, e de uma economia de tempo considerável na obtenção destas medidas. Estas facilitações da tecnologia conquistaram a preferência imediata dos pesquisadores com temas voltados para estudos de erros e do crescimento craniofacial, onde muitas medições intercaladas são necessárias, inclusive muitas repetições, de maneira a torná-las confiáveis^{16,40,71,141}.

Na atualidade, os programas ou softwares disponíveis caracterizam-se e diferenciam-se, de acordo com o tipo de equipamento utilizado para o seu desempenho adequado, incluindo os itens processador (hardware) e periféricos, tais como digitalizador gráfico ou sônico, mesa digitalizadora, monitor de vídeo e câmera de vídeo.

Ao se pensar na forma de utilização dos programas de traçado cefalométrico desenvolvidos, pode-se dividi-los em quatro categorias básicas: 1ª) programas que utilizam a mesa digitalizadora em conjunto com o digitalizador para a demarcação dos pontos cefalométricos, diretamente sobre a película radiográfica ou sobre os traçados cefalométricos executados manualmente; 2ª) programas que utilizam a tela do monitor para a demarcação dos pontos sobre a imagem digitalizada da radiografia, com a ajuda do cursor do mouse; 3ª) programas que realizam a demarcação dos pontos diretamente sobre a pele do paciente, sem a utilização de radiografias convencionais, com a utilização do digitalizador sônico. Nestes, a localização de pontos esqueléticos são calculados a partir da localização de outros pontos relacionados, utilizando algoritmos matemáticos específicos; e 4ª) programas que realizam a marcação automática dos pontos. Esta última categoria, encontra-se em fase inicial de pesquisa, portanto não sendo ainda largamente utilizada. As três primeiras categorias envolvem procedimentos interativos entre o operador e a máquina.

Na primeira categoria dos programas descritos na literatura, enquadram-se os seguintes: o Check, idealizado por BARRETT, BROWN; McNULTY⁹, em 1968;

o programa proposto por WALKER¹⁵⁴, em 1972, usando o digitalizador Calcomp; o RMDS, proposto por RICKETTS¹²³, em 1972, o Cephalometric Records Analysis Program (CRAP), apresentado em 1976 pelos pesquisadores CHEBIB; CLEALL; CARPENTER³⁷; o TEK-10 (Tektronic Graphic Program), de FABER; BURSTONE; SOLONCHE⁴⁸, em 1978; o Programa do Instituto Karolinska, desenvolvido por BERGIN; HALLENBERG; MALMGREN¹⁶, em 1978; os programas que trabalham em conjunto, Raddig, Selrad e Anarad, desenvolvidos por HOUSTON⁶⁹ em 1979; o The University of California at San Francisco Combined Head Film Analysis, dos pesquisadores BAUMRIND; MILLER¹³, em 1980; o IBM System 370 Assembler Language, de BeGOLE¹⁴, em 1980; o CM-1, desenvolvido por BONDEVIK; RøSLER; SLAGSVOLD²⁵, em 1981; o UCSD Pascal, de KONCHAK; KOEHLER⁸⁰, em 1985; o Cardiff Cephalometrics (CC), idealizado por OLIVER¹¹⁰, em 1991, o Quick Ceph Image Pro, produzido pela firma Orthodontic Processing; o programa utilizado neste trabalho, o Dentofacial Planner 7.02, produzido pela Dentofacial Software Inc. e lançado em 1989; além do programa nacional Ancef, produzido pela LANSoft Informática Ltda⁸⁸.

Na segunda categoria, enquadram-se os seguintes programas: ISI (Imscan System), lançado pela firma Image Scan International, em 1991; o Viewbox, desenvolvido por HALAZONETIS⁵⁷, em 1994; o Quick Ceph Image Pro; os programas nacionais Orto Manager¹³⁹, Radiocef 2.0 (utilizado neste trabalho), produzido pela firma Radiomemory¹¹⁴ e lançado em 1994 em sua primeira versão, além do programa Cef-X, em estágio pré-lançamento, pela firma CDT Consultoria Desenvolvimento e Treinamento em Informática Ltda³⁴.

O programa Digigraph Work Station, lançado em 1990, pela firma Dolphin Imaging Systems, enquadra-se na terceira categoria, sendo até o

presente momento, o único capaz de executar as medições craniofaciais sem o uso de radiografias convencionais.

Na quarta categoria enquadra-se o método de reconhecimento de padrões, denominado espectroscopia espacial, anteriormente descrito no capítulo de revisão, quando da apresentação do trabalho de publicação dos autores RUDOLPH; SINCLAIR; COGGINS¹²⁷. Este método não chega ainda a caracterizar um programa, porque foi utilizado apenas na identificação dos pontos cefalométricos, e não para a realização de medidas. Para o futuro, as pesquisas apontam no sentido de utilizá-lo na execução de análises cefalométricas completas.

Estas formas distintas de funcionamento dos programas, utilizados neste trabalho, Dentofacial Planner 7.02 e Radiocef 2.0, permitiram categorizar os diferentes grupos experimentais avaliados (G2, G3 e G4), além do grupo do método de traçado manual (G1).

Estes programas de traçado cefalométrico foram escolhidos para compor a metodologia deste trabalho de pesquisa, pelas razões a seguir: 1ª) o Dentofacial Planner 7.02 representa um dos programas mais utilizados pelos pesquisadores da área, inclusive tendo sido alvo de muitas pesquisas avaliando-o quanto à precisão das medições e tornando-o um programa confiável, como se pôde perceber na literatura^{4,10,17,27,33,43,49,54,58,67,74,75,76,77,89,93,98,107,108,109,111,112,113,142,153,158,} e 2ª) o RADIOCEF 2.0 é um dos programas nacionais mais utilizados no âmbito clínico, contudo carecendo de publicações que tenham testado sua precisão e confiabilidade, de forma a prescrevê-lo para utilização em trabalhos de pesquisa.

6.4 ERRO INTRA-EXAMINADOR

A seleção de um determinado método de coleta de dados para uma pesquisa baseia-se no tipo de informação que é capaz de fornecer, e principalmente no quão confiáveis são estas informações¹³³.

A cefalometria radiográfica, hoje representada por diferentes métodos de obtenção das medidas, inclusive métodos computadorizados distintos, constitui-se num recurso inestimável de obtenção de dados para a pesquisa científica em Ortodontia. Por meio deste recurso, muitas informações importantes e essenciais podem ser extraídas. Portanto, é de fundamental importância que estas informações sejam confiáveis, independentemente do método empregado para obtê-las. Vários pesquisadores preocuparam-se na avaliação dos erros envolvidos na marcação de pontos e na obtenção de medidas cefalométricas^{3,4,11,12,15,19,31,40,56,85,86,98,102,105,117,132,134,135,141}. HOUSTON⁷¹, em 1983, discorreu sobre a confiabilidade envolvida nas pesquisas utilizando a cefalometria radiográfica. O termo confiabilidade é usado como sinônimo de reprodutibilidade, podendo também ser usado, em um senso amplo, para englobar tanto validade como reprodutibilidade. Pensando-se na validade, os valores das medições são válidos, quando na ausência de erros, representam o objeto medido, e são reproduzíveis ou precisos, quando ocorre uma proximidade nas medições sucessivas do mesmo objeto. Anteriormente, os pesquisadores SAVARA; TRACY; MILLER¹³⁴, em 1966, já haviam focado a importância desse discernimento.

A avaliação da proximidade de medições sucessivas implica em pesquisar-se os erros envolvidos nestas medições. Os erros de medição podem ser sistemáticos ou casuais. Erros sistemáticos caracterizam-se pelo aumento ou diminuição de uma medida, em particular. Erros casuais ocorrem, principalmente, como resultado da dificuldade em identificar um determinado ponto cefalométrico e pela imprecisão na definição dos pontos^{12,71,134}.

Os critérios de seleção da amostra utilizada viabilizaram a diminuição de erros casuais decorrentes da qualidade da imagem radiográfica, uma vez que as radiografias escolhidas eram de contraste e nitidez adequados. Os possíveis erros casuais devidos à variação na qualidade da imagem ficaram sem sentido, porque não foram analisadas radiografias de um mesmo paciente, obtidas em tempos diferentes. Da mesma forma, ficaram sem sentido os erros casuais devidos ao posicionamento do paciente do aparelho, pois embora haja padronização da técnica, evitando tal ocorrência, não se avaliou comparativamente resultados obtidos de tomadas radiográficas em tempos distintos, como já mencionado.

Assim considerando, os erros casuais detectáveis ficaram na dependência da precisão de localização dos pontos, em cada um dos métodos envolvidos no trabalho, quer seja manual ou computadorizado. Sob este ponto de vista, torna-se importante salientar a experiência do operador, em localizar os pontos e efetuar as medições cefalométricas, além de conhecimento teórico, anatômico e radiográfico, sobre as definições de cada ponto. Segundo alguns autores, a falta de experiência do operador com a cefalometria, assim como de conhecimento básico biológico dos pontos, pode produzir muitas discrepâncias de medições^{4,56,86,141}. Apenas nos trabalhos de SAVAGE; SHOWFETY; YANCEY¹³² e de JÄRVINEN⁷⁸ não foi possível observar a influência do nível de experiência do examinador nos resultados da identificação dos pontos e nas medições cefalométricas, embora neste primeiro trabalho citado os quatro examinadores fossem ortodontistas. No trabalho de MIDTGARD; BJÖRK; LINDER-ARONSON¹⁰², os resultados também não mostraram diferenças entre os examinadores; entretanto, os autores não comentaram a respeito do nível de experiência destes.

Portanto, anteriormente à comparação entre as medições efetuadas pelos diferentes métodos nesta pesquisa, quais sejam as medições manuais, as medições utilizando os programas Dentofacial Planner 7.02 e Radiocef 2.0, avaliou-se o grau de precisão do operador, ao lidar com estes diferentes métodos

de medição cefalométrica, de forma a tornar a pesquisa confiável. Para obter-se esta informação, calculou-se os erros sistemáticos e casuais envolvidos em cada um dos métodos de medição utilizados neste trabalho, pelos métodos estatísticos propostos por HOUSTON⁷¹, e também utilizados por outros pesquisadores^{4,92,98,130}.

Para o procedimento estatístico, a repetição dos traçados, marcação dos pontos e medições de 10 radiografias foi executada para cada um dos grupos experimentais. O tempo decorrido entre os traçados, marcação dos pontos e medições nos tempos T1 e T2 nesta pesquisa foi de 4 meses, conforme recomendado por alguns pesquisadores^{4,56,71,98,102,117,132,141}, com o intuito de evitar a memorização dos pontos cefalométricos pelo operador, desta forma não influenciando os resultados.

Na interpretação dos resultados da avaliação de erros, adotou-se como referência os trabalhos de HOUSTON⁷¹; SANDLER¹³⁰ e LIU; GRAVELY⁹². Erros casuais maiores que 1,5° ou 1mm e erros sistemáticos ao nível de 5% foram considerados significantes.

As tabelas 1, 2, 3 e 4, localizadas nas páginas 121 a 124, permitem-nos inferir, de uma forma global, que a quase totalidade dos erros envolvidos nos diferentes métodos de medição não foi estatisticamente significante. Estes resultados concordam com estudos previamente divulgados na literatura^{3,4,11,12,31,98,105} tornando os resultados comparativos da pesquisa entre os programas, assim como a avaliação do desempenho do programa Radiocef 2.0 confiáveis.

Ao se observar detalhadamente os erros sistemáticos envolvidos nos diferentes métodos de medição, verificou-se que no método manual (Grupo G1) duas medidas angulares e quatro medidas lineares apresentaram significância estatística, ao nível de 5%: SNA (P=0,03), $\bar{1}$.NB (P=0,04), Ena-Me (P=0,01), N-Me

($P=0,02$), S-Go ($P=0,03$) e $\underline{1}$ -NA ($P=0,01$), estando estes valores expressos na Tabela 1. No método de traçado obtido pelo programa Radiocef 2.0, a partir dos traçados manuais (Grupo G2), apenas houve erro sistemático significativo, ao nível de 5% na medida SNA ($P= 0,01$), ao nível de 1% na medida $\bar{1}$.NB ($P=0,006$) e na medida $\underline{1}$ -NA ($P=0,005$) demonstrados na Tabela 2. No método de traçado obtido pelo programa Radiocef 2.0, a partir das imagens radiográficas digitalizadas (Grupo G3), pôde-se verificar a ocorrência de erros sistemáticos significantes, ao nível de 5% em duas medidas angulares: $\bar{1}$.NB ($P=0,007$) e $\underline{1}$. $\bar{1}$ ($P=0,04$) e em uma medida linear: $\bar{1}$ -NB ($P=0,02$), tendo ocorrido também erro sistemático significativo ao nível de 1%, na medida linear Co-A ($P=0,004$), como se pode notar na Tabela 3. No método de traçado pelo programa Dentofacial Planner 7.02, que caracterizou o Grupo G4, pôde-se observar a ocorrência de erro sistemático significativo em apenas uma medida angular, SNA ($P=0,004$), ao nível de 1%. Nas medidas lineares, ocorreram erros significantes ao nível de 1% nas medidas: Ena-Me ($P=0,0036$) e $\underline{1}$ -NA ($P=0,0009$) e ao nível de 5% na medida Ena-Gn ($P= 0,03$).

Os erros sistemáticos ocorridos nos diferentes grupos experimentais são comparáveis àqueles encontrados em outros trabalhos^{4,12,13,92,98,102,105,132}. BAUMRIND; MILLER¹³, em 1976, afirmaram que um fato importante é nunca perder o senso de que os erros de traçado são reais, devendo-se abster de decisões fundamentadas em pequenas diferenças e em qualquer conjunto de números mágicos. LIU; GRAVELY⁹² afirmaram que os erros irão inevitavelmente ocorrer em medições cefalométricas. Ainda, lembrando BAUMRIND; FRANTZ¹², a magnitude de erros difere de medida para medida, não sendo possível considerar todas elas com a mesma confiabilidade.

Erro casual significativo foi verificado quando da medição pelo método manual (Grupo G1), na medida angular $\underline{1}$. $\bar{1}$, onde o valor de Dahlberg foi de 2,48, expresso na Tabela 1. O método de traçado executado no Grupo G3, a partir das imagens radiográficas digitalizadas, também apresentou erros casuais significantes

nas medidas angulares $\underline{1}.NA$ e $\bar{1}.NB$, onde o valor de Dahlberg foi de 1,72 e 1,73 respectivamente, como demonstrados na Tabela 3. Os métodos de traçado executados nos Grupos G2 e G4 não apresentaram erros casuais significantes, como se pode conferir nas Tabelas 2 e 4.

A análise comparativa dos erros casuais ocorridos, em relação aos trabalhos de outros pesquisadores permitiu inferir que houve uma concordância nos resultados. Alguns autores destacaram que os ápices dentários são pontos de localização mais difícil^{11,15,26,31,56,92,141}, explicando o erro casual ocorrido na medida angular $\underline{1}.1$, pelo método de traçado manual. Entretanto, observa-se que as medidas $\underline{1}.NA$ e $\bar{1}.NB$, também dependentes da localização de pontos apicais, e das quais a medida $\underline{1}.\bar{1}$ depende, não apresentaram erros casuais. Os erros de medição envolvidos no método manual, relacionados às leituras dos valores, foram referidos pelos autores, como sendo a maior fonte de erros no método de medição manual. Uma possível explicação seria o efeito cumulativo dos erros casuais nos ângulos $\underline{1}.NA$ e $\bar{1}.NB$, uma vez que os valores destas medidas foram conferidos.

GRAVELY; BENZIES⁵⁶, assim como SANDLER¹³⁰ recomendaram cautela na utilização de medidas envolvendo os incisivos, devido à variabilidade encontrada em suas obtenções. É importante lembrar o fato destas medidas, em geral, refletirem mudanças importantes na inclinação destes dentes, em muitos planejamentos ortodônticos.

A ausência de erro casual significativa nas medidas obtidas pelo método de traçado utilizado no Grupo 2, onde as medições dos traçados foram efetuadas programa Radiocef 2.0 suporta a hipótese de que o erro casual observado na medida angular $\underline{1}.\bar{1}$, pelo método manual, provavelmente deveu-se a um efeito cumulativo dos erros casuais nos ângulos $\underline{1}.NA$ e $\bar{1}.NB$, uma vez que o computador efetua medições mais exatas, utilizando mais casas decimais para expressar os valores das medidas, conforme salientaram alguns pesquisadores^{7,12,16,31,40,61,69,123}.

Os erros casuais ocorridos no método de traçado pelo programa Radiocef 2.0, a partir das imagens radiográficas digitalizadas (Tabela 3), corroboraram com as observações de STABRUN; DANIELSEN¹⁴¹, em 1982, e outros^{70,73,130}, onde as medições envolvendo pontos localizados no ápice dentário são menos reproduzíveis. Neste método em especial, os erros podem perfeitamente ser justificados pela definição de imagem ruim na região dos ápices dentários, onde os tons de cinza nesta região se confundem, num efeito de borramento da imagem^{31,56}.

A ausência de erros casuais pelos métodos de medição utilizando o programa Radiocef 2.0 a partir das imagens digitalizadas dos traçados manuais (Tabela 2) e com o programa Dentofacial Planner 7.02 (Tabela 4) permitiu-nos concluir que a sistemática adotada em ambos os casos conferiu a eles maior precisão. Convém ressaltar que os métodos de medição acima referidos possuem um ponto em comum; em ambos os pontos foram demarcados sobre a imagem dos traçados executados manualmente.

No estudo de OLIVER¹¹⁰, a digitalização direta das radiografias também foi menos reproduzível do que a dos traçados, concordando com os resultados desta pesquisa.

Uma observação a destacar foi a ausência de erros significantes de qualquer natureza, e em nenhum dos grupos avaliados, nas medições envolvendo pontos de tecidos moles. Apenas o trabalho de NIMKARN; MILES¹⁰⁵ referiu-se a diferenças estatisticamente significantes em pontos demarcados em estruturas de tecido mole, tendo citado apenas entre a distância do estômio inferior ao sulco labial inferior. Provavelmente, a ausência de erros significantes relacionados a estruturas de tecido mole nesta pesquisa se deva à alta definição da imagem das radiografias selecionadas, inclusive nestas áreas, refletindo também a qualidade das imagens radiográficas digitalizadas. Também é importante salientar o fato de

que apenas duas medidas referentes aos tecidos moles foram selecionadas para esta pesquisa.

Os erros sistemáticos e casuais observados, podem, globalmente ser incluídos dentro do conceito de erros não comprometedores da cefalometria radiográfica, podendo ainda ser explicados e aceitos a partir do conceito de “envelope de erro” de cada ponto cefalométrico, desenvolvido por BAUMRIND; FRANTZ¹¹, em 1971. Por este conceito, tais erros ficam na dependência, principalmente, da dificuldade de localização do ponto em questão, gerando marcações características de cada um deles, desviando-se mais ou menos das coordenadas de referência x e y, sendo que, desvios situados dentro de uma área relativamente restrita são considerados normais. Pequenos desvios em marcações sucessivas de um mesmo ponto geram uma pequena área, que pode ser demarcada em função destes desvios, em geral no formato retangular, a qual foi chamada “envelope de erro”. Quanto menor a área do “envelope”, mais confiável é o ponto e a medida dele dependente.

A quantidade de erros intra-examinador incluíram-se dentro dos limites aceitáveis para trabalhos de pesquisa desta natureza, tornando os resultados desta pesquisa confiáveis.

6.5 RESULTADOS

Na tabela 5, encontram-se expostos os valores das médias, desvios padrão e dos níveis de significância calculados pela análise de variância (ANOVA), a partir dos dados obtidos nas medições cefalométricas de uma medida angular (PoOr.GoGn), de 4 medidas lineares (Co-Gn, S-Go, P-Nperp e $\bar{1}$ -NB) e de uma medida calculada matematicamente (diferença), nos grupos G1, G2, G3 e G4. Os valores obtidos para tais medidas preencheram o requisito necessário para a

realização do teste paramétrico acima citado, qual seja: apresentaram distribuição normal.

Na tabela 6, encontram-se expostos os valores das medianas e dos níveis de significância calculados a partir do teste de Kruskal-Wallis, das demais medidas selecionadas para o estudo. A comparação destas medidas nos 4 grupos foi realizada por meio do teste não paramétrico acima citado por não terem preenchido o requisito necessário para a realização da análise de variância (ANOVA), qual seja, a distribuição normal. Apesar disto, e acusando um poder de teste muito baixo, o programa Sigma Stat permitiu o processamento dos dados da ANOVA também para os valores destas medidas, acusando valores de P não significantes.

Numa observação minuciosa destes valores, percebe-se que, tanto as médias como as medianas e os desvios padrão dos 4 grupos experimentais atingiram valores muito próximos, refletindo valores de P não significantes, para todas as medidas. A partir desses resultados não foi necessária a realização do teste de Tukey ou do teste de Dunn, previstos para a localização exata das diferenças significantes entre os pares de grupos.

Com isto, concluiu-se que a forma de obtenção das medidas cefalométricas selecionadas não diferiu conforme o método escolhido, podendo-se afirmar que todos estes métodos são comparáveis. Estes resultados concordaram com os resultados de outras pesquisas, comparando métodos e programas de traçado cefalométricos distintos^{10,36,70,73,94,110,130}, tendo discordado apenas dos trabalhos de FORSYTH et al.⁵¹, onde as medidas obtidas em radiografias convencionais mostraram-se mais eficientes do que aquelas obtidas em imagens digitalizadas. NIMKARN; MILES¹⁰⁵ concluíram ter havido uma ampliação horizontal na imagem digitalizada, ao compararem os valores das medidas assim obtidas, com aqueles obtidos pelo método manual. Ressaltaram a importância de se ter a devida atenção

para interpretar medidas obtidas pela cefalometria computadorizada, uma vez que todos os parâmetros relacionados ao plano horizontal apresentaram-se de 0,7mm a 1mm maiores. O autores TSANG; COOKE¹⁵¹ recomendaram cautela na utilização de medidas obtidas por meio de um programa de traçado cefalométrico; entretanto deve-se salientar que o programa por eles utilizado foi o Digigraph, que demarca os pontos cefalométricos diretamente sobre a pele, tendo mostrado maior variabilidade nas medidas obtidas, quando comparado ao Dentofacial Planner. Outro fato importante a destacar, quanto às medidas obtidas pelo programa Digigraph, é que os pontos cefalométricos localizados em regiões esqueléticas são estimados a partir dos pontos digitalizados sobre a pele, utilizando cálculos matemáticos. Esta estimativa poderia explicar a maior variabilidade encontrada nos valores das medidas. Em contrapartida, nas pesquisas de BERGIN; HALLENBERG; MALMGREN¹⁶, DAVIS; MACKAY⁴², SANDLER¹³⁰ e de OLIVER¹¹⁰ o método computadorizado mostrou melhor desempenho em relação ao método manual.

A escolha da metodologia adequada para avaliações cefalométricas comparativas em trabalhos desta natureza, foi discutida na literatura por alguns autores. SANDLER¹³⁰, em 1988, verificou na análise inicial das distribuições das diferenças uma assimetria em 1/3 dos resultados, afastando-se da curva de normalidade. Por esta razão, utilizaram o teste de Wilcoxon na comparação dos métodos manual, digitalização dos traçados e digitalização das radiografias, ao considerarem o teste não paramétrico mais aplicável aos dados. HOUSTON⁷⁰, em 1982, havia utilizado também em seu estudo o teste não paramétrico de Wilcoxon, justificando o fato dos valores encontrados não estarem distribuídos na curva de normalidade. Na oportunidade, o autor propôs que esta metodologia estatística talvez fosse a forma de análise mais apropriada. No ano seguinte, este mesmo autor publicou um trabalho discorrendo a respeito da necessidade da realização da pesquisa de erros em medições cefalométricas, propondo os testes paramétricos, inclusive afirmando sua observação de que o teste t de Student e a análise de

variância predominaram como métodos eleitos para comparações inter grupos pesquisados. Os demais trabalhos consultados na literatura^{10,16,26,36,40,42,51,73,92,94,105,110,118,151}, realizaram suas comparações por meio de testes paramétricos, entretanto não fizeram nenhuma observação quanto aos pré-requisitos necessários para a realização destes. BLAND; ALTMAN²⁰ demonstraram que uma avaliação satisfatória de variação das medidas pode ser obtida examinando-se os limites de concordância (± 2 S.D). Afirmaram ainda que a forma estatística correta não é óbvia, propondo uma análise alternativa. Tal método estatístico foi empregado para comparar todas as medidas lineares e angulares no trabalho de LOWEY⁹⁴. Neste método estatístico, os resultados são apresentados em um esquema de diferenças entre as medidas contra cada método. Entretanto, os autores reconheceram que apenas uma interpretação limitada dos resultados é permitida, necessitando de outro método complementar. Por esta razão, eles também apresentaram tabelas com os valores das médias, desvios padrão para as observações repetidas, além de coeficientes de correlação, tabulados em termos de 95% para as diferenças entre os tempos de medição e para as comparações intra e inter métodos.

Neste trabalho, provavelmente devido às características heterogêneas da amostra, no tocante às variadas faixas etárias e também ao fato desta provir de indivíduos de ambos os sexos, apenas as medidas obtidas para as variáveis PoOr.GoGn, Co-Gn, S-Go, P-Nperp, $\bar{1}$ -NB e diferença incluíram-se na curva de normalidade, possibilitando a comparação inter grupos por meio do teste paramétrico da análise de variância (ANOVA). Este teste paramétrico foi também utilizado por outros pesquisadores, quando da comparação de métodos cefalométricos^{10,36,42,53,151}. Para as demais medidas, pelo fato de não preencherem os critérios de enquadramento na curva de normalidade, a comparação inter grupos foi realizada por meio do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, concordando com os trabalhos de SANDLER¹³⁰ e de HOUSTON⁷⁰, os quais utilizaram o teste não paramétrico de Wilcoxon.

6.6 VANTAGENS E DESVANTAGENS DA UTILIZAÇÃO DOS DIFERENTES MÉTODOS

6.6.1 Método manual

O método de traçado manual, também denominado convencional, vem a ser um dos mais estudados em relação à confiabilidade de obtenção da localização dos pontos cefalométricos e de medições propriamente ditas. Muitas das pesquisas consultadas, enfocaram aspectos inter e intra-examinadores, assim como realizaram comparações entre métodos de traçado cefalométricos distintos^{2,3,4,10,11,12,15,19,26,40,56,60,66,85,70,73,86,92,98,100,101,102,119,120,129,130,132,133,135,141,143,145,164}. Algumas delas correlacionaram a reprodutibilidade das medições diversas à experiência do operador^{4,56,86,141}.

Além disto, vem a constituir o método menos oneroso, pelo pouco material necessário no seu emprego. A grande desvantagem recai sobre o fato de que, por necessitar de um tempo maior de execução, tarefas muito extensas, onde muitas radiografias estão envolvidas e um grande número de medições são requeridas, podem tornar-se tediosas e desgastantes para o operador, ao contrário do método computadorizado^{7,9,10,16,25,37,69,70,71,80,83,118}.

Uma tarefa desgastante, por sua vez, pode conseqüentemente, embutir erros devido à fadiga. Nesta pesquisa, salientamos que um número máximo de 10 traçados foi executado de cada vez, conforme encontrou-se recomendado na literatura, a fim de se evitar erros desta natureza.

6.6.2 Programa Radiocef 2.0 com imagem digitalizada dos traçados

Esta forma de digitalização das imagens dos traçados, foi uma adaptação realizada, com o objetivo de equipará-lo ao uso do programa Dentofacial Planner 7.02. Também constituiu-se na forma de verificação de possíveis distorções ocorridas durante a etapa de digitalização destas imagens. Na literatura, foi possível perceber uma abordagem análoga neste sentido, apenas no trabalho de KROGSTAD; KVAM⁸⁵, realizado em 1971, fundamentando-se em erros geométricos nas medições, influenciados por ampliações entre os lados direito e esquerdo. Por meio dos resultados obtidos, os autores concluíram ter havido distorção da imagem, pelo fato de algumas medidas, principalmente aquelas obtidas mais à direita do cefalograma, terem-se apresentado sempre aumentadas. A digitalização de traçados também foi empregada comparativamente nos trabalhos de COHEN⁴⁰, LIU; GRAVELY⁹² e de SANDLER¹³⁰, entretanto, não houve nenhuma referência a possíveis ocorrências de distorção na imagem.

A principal maneira de prevenir distorções no tamanho da imagem caracteriza-se pela calibração do instrumento de captação desta, na maioria das vezes executada por um scanner com leitor de transparência. Para a calibração, é imprescindível seguir as instruções do fabricante, que constam do manual de instrução. Nesta pesquisa, o scanner foi devidamente calibrado, segundo as instruções do fabricante.

Pelos resultados obtidos, onde não se verificou a ocorrência de distorções das imagens, ficou evidente a possibilidade de utilização do programa também desta forma adaptada. Entretanto, assim procedendo, perder-se-ia um pouco da rapidez nas medições, em vez de utilizá-lo da forma preconizada pelo fabricante, uma vez que os resultados mostraram medições semelhantes para ambas as formas.

6.6.3 Programa Radiocef 2.0 com imagem digitalizada das radiografias

As imagens digitalizadas das radiografias, de forma a ser utilizada para medições cefalométricas tornou-se o método preferencialmente escolhido, nos dias de hoje. À medida que a tecnologia progride, oferece facilidades para adequar o homem às muitas tarefas diárias da rotina profissional, e necessita fazer isto com garantia de precisão. No campo da cefalometria radiográfica, este trabalho de pesquisa, assim como outros^{10,26,36,42,53,73,94,105,110,118,130}, vem comprovar a eficiência alcançada pelos recursos tecnológicos, principalmente no âmbito de pesquisa. Apenas no trabalho de FORSYTH et al.⁵¹, realizado em 1996, a imagem digital teve um desempenho pior do que a da radiografia convencional, em pontos localizados em margens indefinidas, como o N e o A. Apesar desta comprovação, convém ressaltar que, a qualidade do equipamento utilizado influencia diretamente nos resultados, em contrapartida elevando os custos, conforme salientado por LOWEY⁹⁴ e por LIU; GRAVELY et al.⁹². Além da qualidade do equipamento em si, torna-se conveniente lembrar que os programas de traçado cefalométrico mais modernos disponibilizam ferramentas que permitem o delineamento provisório de determinadas estruturas sobre as quais determinadas marcações de pontos eram mais difíceis, como citaram FORSYTH et al.⁵¹. Ainda, como acontece com outro equipamento qualquer, é necessário o entendimento do completo funcionamento do sistema e dos recursos por ele oferecidos, para obter-se o máximo desempenho. Sob este aspecto, houve necessidade de um profundo aprendizado do programa em si, e de todo o equipamento associado ao uso, inclusive para que as medidas fossem exatamente tomadas da mesma forma em ambos os programas. Adequado e comercializado principalmente para uso clínico, as análises fornecidas pelo Radiocef 2.0 não preenchem a necessidade das medições a serem realizadas nesta pesquisa. Porém, o programa forneceu as ferramentas necessárias a esta adequação. Seguindo-se as orientações do manual de instrução, uma análise própria para as medições selecionadas foi elaborada. Nesta etapa de elaboração, houve a preocupação de garantir que as medições

lineares estivessem sendo obtidas dentro das categorias disponibilizadas pelo programa Dentofacial Planner 7.02; ou seja, medidas de comprimento, distâncias horizontais e verticais e distâncias ponto-linha. Neste quesito, pôde-se perceber a possibilidade de elaboração de qualquer análise personalizada, assim como também disponibiliza o programa Dentofacial Planner 7.02, de forma relativamente simples.

A principal dificuldade quando da utilização deste método foi observada durante a localização dos pontos nos ápices dentários dos incisivos, onde a imagem digitalizada oferece tons de cinza que se confundem nesta região. Mesmo com a utilização dos recursos disponibilizados pelo programa, como a filtragem ou o zoom, esta localização ainda é mais difícil em relação às películas radiográficas. Entretanto, pôde-se perceber ser este fato comum a outros métodos e mesmo a outros programas incluídos nesta categoria^{11,15,26,56,92,130,141}. Também, à medida que se vai familiarizando com a imagem, o grau de dificuldade de localização dos pontos nestes locais, assim como de forma geral, tende a diminuir.

Uma maneira apropriada de melhorar a qualidade da imagem digitalizada implica na utilização de um monitor de vídeo de alta resolução. Isto influencia sobremaneira na visualização de detalhes da imagem. A forma de captação da imagem também precisa ser adequadamente realizada, segundo as instruções do fabricante. O programa Radiocef 2.0 preconiza a digitalização das radiografias com 75 dpi, isto significa 75 pontos em uma unidade de polegada ao quadrado. Pensar-se em aumentar a resolução da imagem, em função do aumento de dpi, significa também ter que pensar em necessidade de mais memória no processador.

Com vistas à utilização do programa para dados de pesquisa, este necessita ainda permitir exportar os dados e imagens para outros programas,

conforme anteriormente mencionado. Neste estudo, todos os dados tiveram que ser digitados manualmente no programa estatístico, que além de consumir um tempo muito grande, ficam sujeitos a erros.

6.6.4 Programa Dentofacial Planner 7.02

Este programa, por ter sido lançado há mais tempo, e em outro país, já foi objeto de outras pesquisas, onde de uma maneira geral, mostrou-se eficiente^{4,10,17,27,33,43,49,54,58,67,74,75,76,77,89,93,98,107,108,109,111,112,113,142,153,158}. Ele pode ser utilizado de duas maneiras: digitalizando-se os pontos sobre o traçado realizado manualmente, ou diretamente sobre as radiografias, ambas na mesa digitalizadora.

A sua utilização eficientemente comprovada constituiu-se a razão de ter sido eleito como parâmetro de comparação em relação ao programa nacional Radiocef 2.0. Este, conforme explicado, foi alvo inclusive de uma adaptação com vistas a operar o mais semelhantemente possível em relação ao Dentofacial Planner 7.02, desta forma permitindo avaliar e localizar possíveis distorções quando da digitalização das imagens.

Mais uma vez convém dizer da facilitação de exportar os dados, oferecida pelo programa, tendo isto adequado o Dentofacial Planner 7.02 às diversas áreas de pesquisa em Ortodontia, como se pode perceber nos trabalhos publicados, os quais utilizaram-no^{4,10,17,27,33,43,49,54,58,67,74,75,76,77,89,93,98,107,108,109,111,112,113,142,153,158}.

6.7 AS IMPLICAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo possibilitou, pelos resultados obtidos, incentivar novas pesquisas utilizando o programa Radiocef 2.0, confiavelmente, já que as

medições por ele efetuadas foram comparáveis e semelhantes aos demais métodos já há muito testados e utilizados. Além disto, possibilitou apresentar a sugestão ao fabricante de adicionar o recurso de exportação de dados cefalométricos e/ou de imagens digitalizadas para outros programas, desta maneira incrementando as facilidades e a eficiência do programa, o que conseqüentemente, irá refletir em sua maior utilização, estendendo seu emprego ao âmbito de pesquisa.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada, e a partir dos resultados obtidos na comparação entre o programa de traçado cefalométrico Radiocef 2.0, o método manual e o programa Dentofacial Planner 7.02, pôde-se concluir que:

- 1) o programa de traçado cefalométrico computadorizado Radiocef 2.0 pode ser confiavelmente utilizado como recurso auxiliar de diagnóstico, plano de tratamento, acompanhamento e avaliação de tratamentos ortodônticos, nos âmbitos clínico e/ou de pesquisa;
 - 2) este programa também pode ser confiavelmente utilizado para efetuar medições a partir da digitalização dos traçados, além da forma proposta pelo fabricante.
-

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

1. ABELSON, M.N. Scanning devices for digitizing images. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.112, n.4, p.462-7, Oct. 1997.
2. ADAMS, J.W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthodont.*, v.10, n.1, p.3-13, Jan. 1940.
3. ADENWALLA, S.T.; KRONMAN, J.H.; ATTARZADEH, F. Porion and condyle as cephalometric landmarks: an error study. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.94, n.5, p.411-5, Nov. 1988.
4. ALBUQUERQUE JR., H.R.; ALMEIDA, M.H.C. Avaliação do erro de reprodutibilidade dos valores cefalométricos aplicados na filosofia Tweed-Merrifield, pelos métodos computadorizado e convencional. *Ortodontia*, v.31, n.3, p.18-30, set.-dez. 1998.
5. ALEXANDER, R.G. et al. The digigraph work station; part 2: clinical management. *J. clin. Orthodont.*, v.24, n.7, p.402-7, July 1990.
6. ALMEIDA, A.R. A análise cefalométrica computadorizada. IN: PEREIRA, C. B. *Introdução à cefalometria radiográfica*. Porto Alegre, Editora da Universidade, 1984. p.201-9.
7. ATTA, J.Y.; HENRIQUES, J.F.C. Cefalometria computadorizada. *Ortodontia*, v.21, p.70-2, 1988.

* Normas recomendadas para uso no âmbito da Universidade de São Paulo, com base no documento "Referências Bibliográficas: exemplos", emanado do Conselho Supervisor do Sistema Integrado de Biblioteca da USP, em reunião de 20 de setembro de 1990.

-
8. BAKER, L. apud Mc GONAGLE, R.R. A review of the significant findings in growth and development since the advent of cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.26, n.3, p.155-65, July 1956.
 9. BARRETT, M.J.; BROWN, T.; McNULTY, E.C. A computer-based system of dental and cranio-facial measurement and analysis. *Aust. dent. J.*, v.13, p.207-12, June 1968.
 10. BASKIN, N.H.; CISNEROS, G.J. A comparison of two computer cephalometric programs. *J. clin. Orthodont.*, v.31, n.4, p.231-3, Apr. 1997.
 11. BAUMRIND, S.; FRANTZ, R.C. The reability of head film measurements; 1: landmark identification. *Amer. J. Orthodont.*, v.60, n.2, p.111-27, Aug. 1971.
 12. BAUMRIND, S.; FRANTZ, R.C. The reability of film measurements; 2: conventional angular and linear measures. *Amer. J. Orthodont.*, v.60, n.5, p.505-17, Nov. 1971.
 13. BAUMRIND, S.; MILLER, D.M. Computer-aided head film analysis: the University of California San Francisco method. *Amer. J. Orthodont.*, v.78, n.1, p.41-65, July 1980.
 14. BeGOLE, E.A. Software development for the management of cephalometric radiographic data. *Comput. Programs. Biomed.*, v.11, n.2, p.175-82, Apr. 1980.
 15. BENNETT, D.T.; SMALES, F.C. Accuracy of angular measurements obtained from radiographic cephalometric analysis. *J. dent. Res.*, v.48, p.595, 1969.
-

-
16. BERGIN, R.; HALLENBERG, J.; MALMGREN, O. Computerized cephalometrics. *Acta odont. scand.*, v.36, p.349-57, July 1978.
 17. BISHARA, S.E.; TREDER, J.E.; JAKOBSEN, J.R. Facial and dental changes in adulthood. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.106, n.2, p.175-86, Aug. 1994.
 18. BJÖRK, A. Nature of facial prognathism and its relation to normal occlusion. *Amer. J. Orthodont.*, v.37, 1951.
 19. BJÖRK, A.; SOLOW, B. Measurement on radiographs. *J. dent. Res.*, v.41, n.3, p.672-83, May/June 1962.
 20. BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, v.1, p.307-10, 1986.
 21. BOLTON, C.C. apud BROADBENT, B.H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Ortodont.*, v.1, n.2, p.45-66, Apr. 1931.
 22. BOLTON, C. apud BROADBENT, B.H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Ortodont.*, v.1, n.2, p.45-66, Apr. 1931.
 23. BOLTON, C. apud Mc GONAGLE, R.R. A review of the significant findings in growth and development since the advent of cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.26, n.3, p.155-65, July 1956.
 24. BOLTON, F.P. apud Mc GONAGLE, R.R. A review of the significant findings in growth and development since the advent of cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.26, n.3, p.155-65, July 1956.
-

-
25. BONDEVIK, O.; RØSLER, M.; SLAGSVOLD, O. The digital read-out system CM-1; an instrument for rational measuring on radiographic headplates and dental models. *Europ. J. Orthodont.*, v.3, p.1-8, 1981.
 26. BRANGELI, L.A.M. et al. Estudo comparativo da análise cefalométrica pelo método manual e computadorizado. *Rev. Ass. Paul. Cirurg. Dent.*, v.54, n.3, p.234-41, maio-jun. 2000.
 27. BRAUN, S. Achieving improved visualization of the temporomandibular joint condyle and fossa in the sagittal cephalogram and a pilot study of their relationships in habitual occlusion. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.109, n.6, p.635-8, June 1996.
 28. BROADBENT, B.H. A new x-ray technique and its application to orthodontia. *Angle Ortodont.*, v.1, n.2, p.45-66, Apr. 1931.
 29. BRODIE, A.G. On the growth pattern of the human head from the third month to the eighth year of life. *Amer. J. Anat.*, v.68, p.209, 1941.
 30. BRODIE, A.G. et al. Appraisal of orthodontic results. *Angle Ortodont.*, v.8, p.4, 1938.
 31. BROCH, J.; SLAGSVOLD, O.; RØSLER, M. Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. *Europ. J. Orthodont.*, v.3, p.9-13, 1981.
 32. BUSCHANG, P.H.; TANGUAY, R.; DEMIRJIAN, A. Cephalometric reliability: a full ANOVA model for the estimation of true and error variance. *Angle Orthodont.*, v.57, p.168-75, Apr. 1987.
-

-
33. CASSIDY, D.W. et al. A comparison of surgery and orthodontics in "borderline" adults with Class II, Division 1 malocclusions. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.104, n.5, p.455-70, Nov. 1993.
34. CDT CONSULTORIA DESENVOLVIMENTO E TREINAMENTO EM INFORMÁTICA. Disponível na Internet <http://www.cdt.com.br>. 20 abr. 2000.
35. CHACONAS, S.J. et al. The digigraph work station; part 1: basic concepts. *J. clin. Orthodont.*, v.24, n.6, p.360-7, June 1990.
36. CHACONAS, S.J.; JACOBSON, R.L.; LEMCHEN, M.S. The digigraph work station; part 3: accuracy of cephalometric analysis. *J. clin. Orthodont.*, v.24, n.8, p.467-71, Aug. 1990.
37. CHEBIB, F.S.; CLEALL, J.F.; CARPENTER, K.J. On-line computer system for the analysis of cephalometric radiographs. *Angle Orthodont.*, v.46, n.4, p.305-11, Oct. 1976.
38. COBEN, E.S. Integration of facial skeletal variants. *Amer. J. Orthodont.*, v.41, n.6, 1955.
39. COCKLIN, M.L. et al. Digital processing of chest radiographs. *Image and Vision Computing*, v.1, p.67-78, 1983.
40. COHEN, A.M. Uncertainty in cephalometrics. *Brit. J. Orthodont.*, v.11, p.44-8, 1984.
41. DAHLBERG, G. *Statistical methods for medical and biological students*, New York, Interscience Publications, 1940.
-

-
42. DAVIS, D.N.; MACKAY, F. Reability of cephalometric analysis using manual and interactive computer methods. *Brit. J. Orthodont.*, v.18, n.2, p.105-9, May 1991.
43. DeBERARDINIS et al. Evaluation of the vertical holding appliance in treatment of high-angle patients. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.117, n.6, p.700-5, June 2000.
44. DENTOFACIAL SOFTWARE INC. Dentofacial planner user manual. Version 7.02. Toronto, Canada.
45. DOWNS, W.B. apud GRABER, T.M. A critical review of clinical cephalometric radiography. *Amer. J. Orthodont.*, v.40, n.1, p.1-23, Jan. 1954.
46. DOWNS, W.B. apud STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
47. ETTER, L.E. *Atlas of Roentgen anatomy of the skull*. Springfield, Illinois, Charles Thomas, 1955.
48. FABER, R.D.; BURSTONE, C.B.; SOLONCHE, D.J. Computerized interactive orthodontic treatment planning. *Amer. J. Orthodont.*, v.73, n.1, p.36-46, Jan. 1978.
49. FISCHER- BRANDIES, H. et al. Predictability using the "Dentofacial Planner version 4.22 A: soft tissue changes following adult orthodontic treatment. *Inf. Orthod. Kieferorthop.*, v.22, n.4, p.517-24, 1990.
-

-
50. FORSYTH, D.B. et al. Digital imaging of cephalometric radiography, part 1: advantages and limitations of digital imaging. *Angle Orthodont.*, v.66, n.1, p.37-42, 1996.
51. FORSYTH, D.B. et al. Digital imaging of cephalometric radiographs, part 2: image quality. *Angle Orthodont.*, v.66, n.1, p.43-50, 1996.
52. FRANKLIN, J.B.; MILWAUKEE, W. Certain factors of aberration to be considered in clinical roentgenographic cephalometry. *Amer. J. Orthodont.*, v.38, n.5, p.351-68, 1952.
53. GERBO, L.R. et al. A comparison of a computer-based orthognathic surgery prediction system to postsurgical results. *Int. J. Adult Orthognath. Surg.*, v.12, n.1, p.55-63, 1997.
54. GERSTNER, G.E.; MARCHI, F.; HAERIAN, H. Relationship between anteroposterior maxillomandibular morphology and masticatory jaw movement patterns. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.115, n.3, p.258-66, Mar. 1999.
55. GRABER, T.M. A critical review of clinical cephalometric radiography. *Amer. J. Orthodont.*, v.40, n.1, p.1-23, Jan. 1954.
56. GRAVELY, J.F.; BENZIES, P.M. The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Brit. J. Orthodont.*, v.1, n.3, p.95-101, 1974.
57. HALAZONETIS, D.J. Computer-assisted cephalometric analysis. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.105, n.5, p.517-21, May 1994.
-

58. HAGLER, B.L.; LUPINI, J.; JOHNSTON JR., L.E. Long-term comparison of extraction and nonextraction alternatives in matched samples of African American patients. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.114, n.4, p.393-403, Oct. 1998.
59. HAMMER apud ADAMS, J.W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthodont.*, v.10, n.1, p.3-13, Jan. 1940.
60. HATTON, M.E.; GRAINGER, R.M. Reability of measurements from cephalograms at the Burlington orthodontic research centre. *J. dent. Res.*, v.37, n.5, Sept./Oct. 1958.
61. HEAT, M.R. Measurement of cephalometric radiographs; methods of analysing data on a regional basis and improving reading efficiency. *Amer. J. Orthodont.*, v.78, n.3, p.303-9, Sept. 1980.
62. HELLMAN, M. The face and teeth of man; a study of growth and position. *J. dent. Res.*, v.9, 1927.
63. HIGLEY, L.B. Lateral head roentgenograms and their relation to the orthodontic problem. *Amer. J. Orthodont. Oral Surg.*, v.26, p.768-78, 1940.
64. HILLESUND, E.; FJELD, D.; ZACHRISSON, B.U. Reability of soft-tissue profile in cephalometrics. *Amer. J. Orthodont.*, v.74, n.5, p.537-49, Nov. 1978.
65. HING, N.R. The accuracy of computer generated prediction tracings. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.18, n.3, p.148-51, June 1989.
-

-
66. HIXON, E.H. The norm concept and cephalometrics. *Amer. J. Orthodont.*, v.42, n.12, p.898-906, Dec. 1956.
67. HODGE, J.J. et al. Forces produced by lip bumpers on mandibular molars. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.111, n.6, p.613-22, June 1997.
68. HOFRATH, H. Die bedeutung der Röntgenfern und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr. Orthodont.*, v.1, p.232-58, Apr./July 1931.
69. HOUSTON, W.J.B. The application of computer aided digital analysis to orthodontic records. *Europ. J. Orthodont.*, v.1, p.71-9, 1979.
70. HOUSTON, W.J.B. A comparison of the reability of measurements of cephalometric radiographs by tracings and direct digitization. *Swed. Dent. J.*, v.15, p.99-103, 1982. Supplement.
71. HOUSTON, W.J.B. The analysis of errors in orthodontic measurements. *Amer. J. Orthodont.*, v.83, n.5, p.382-90, May 1983.
72. JACKSON, P.H. The IAX image processing language. *IBM Scientific Centre Report*, n.113, 1983.
73. JACKSON, P.H.; DICKSON, G.C.; BIRNIE, D.J. Digital image processing of cephalometric radiographs: a preliminary report. *Brit. J. Orthodont.*, v.12, p.122-32, 1985.
74. JANSON, G.R.P. *Estudo tridimensional das assimetrias dentárias e esqueléticas na má oclusão de Classe II, subdivisão*. Bauru, 1998. 271 p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
-

-
75. JANSON, G.R.P.; METAXAS, A.; WOODSIDE, D.G. Variation in maxillary and mandibular molar and incisor vertical dimension in 12-year-old subjects with excess, normal, and short lower anterior face height. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.106, n.4, p.409-18, Oct. 1994.
76. JANSON, G.R.P. et al. Cephalometric evaluation of the eruption guidance appliance in Class II, division 1 treatment. *J.Clin.Orthodont.*, v.31, n.5, p.299-306, May 1997.
77. JANSON, G.R.P. et al. Eruption guidance appliance effects in the treatment of Class II, division 1 malocclusions. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.117, n.2, p.119-29, Feb. 2000.
78. JÄRVINEN, S. A study of factors causing differences in the relative variability of linear radiographic cephalometric measurements. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.92, n.1, p.17-23, July 1987.
79. KOHLER apud ADAMS, J.W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthodont.*, v.10, n.1, p.3-13, Jan. 1940.
80. KONCHAK, P.A.; KOEHLER, J.A. A Pascal computer program for digitizing lateral cephalometric radiographs. *Amer. J. Orthodont.*, v.87, n.3, p.197-200, Mar. 1985.
81. KROGMAN, W.M. Problems of growth changes in face and skull. *Dent. Cosmos*, v.57, n.6, 1930.
82. KROGMAN, W.M. Validation of the roentgenographic cephalometric technique. *Amer. J. Orthodont.*, v.44, n.12, p.933-9, Dec. 1958.
-

-
83. KROGMAN, W. Use of computer in orthodontic analysis and diagnosis: a symposium. *Amer. J. Orthodont.*, v.61, n.3, p.219-20, Mar. 1972.
84. KROGMAN, W.M.; SASSOUNI, V. A syllabus in roentgenographic cephalometry: *Philadelphia center for research in child growth*. University of Pennsylvania School of Medicine, Philadelphia, 1957.
85. KROGSTAD, O.; KVAM, E. Geometric errors in measurements on x-rays films, a methodologic study on lateral model exposures. *Acta odont. scand.*, v.29, p.185-96, 1971.
86. KVAM, E.; KROGSTAD, O. Variability in tracings of lateral head plates for diagnostic orthodontic purposes: a methodologic study. *Acta odont. scand.*, v.27, p.359-69, 1969.
87. LANDE, M. Growth behavior of bone profile. *Svensk. Tandlakare Tidskrift*, v.40, n.5B 1947. Supplement.
88. LANSOFT INFORMÁTICA. Disponível na Internet. <http://www.geocities.com/Hotsprings>. 20 abr. 2000.
89. LEITAO, P.; NANDA, R.S. Relationship of natural head position to craniofacial morphology. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.117, n.4, p.406-17, Apr. 2000.
90. LEVY, J.A.A.; CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A. Effects of orthodontic intermaxillary class III mechanics on craniofacial structures; part II: computerized cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.49, n.1, p.29-36, Jan. 1979.
-

-
91. LINDQUIST, J.T. The lower incisor; its influence on treatment and esthetics. *Amer. J. Orthodont.*, v.44, p.140, 1958.
92. LIU, Y; GRAVELY, J. F. The reability of the "Ortho Grid" in cephalometric assessment. *Brit. J. Orthodont.*, v.18, p.21-7, Feb. 1991.
93. LIVIERATOS, F.A.; JOHNSTON, L.E. A comparison of one-stage and two-stage nonextraction alternatives in matched Class II samples. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.108, n.2, p.118-31, Aug. 1995.
94. LOWEY, M.N. The development of a new method of cephalometric and study cast mensuration with a computer controlled, video image capture system; part I: video image capture system. *Brit. J. Orthodont.*, v.20, n.3, p.203-14, 1993.
95. MARGOLIS apud STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
96. MARGOLIS, H. Standardized x-ray cephalographics. *Amer. J. Orthodont. Oral Surg.*, v.26, p.725-40, 1940.
97. MARTINS, D.R. et al. *Atlas de crescimento craniofacial*. São Paulo, Editora Santos, 1998.
98. MARTINS, L.P. et al. Erro de reprodutibilidade das medidas cefalométricas das análises de Steiner e de Ricketts, pelo método convencional e pelo método computadorizado. *Ortodontia*, v.28, n.1, p.4-17, jan./abr. 1995.
99. MAYNE, W. A study of skeletal pattern of human face, Master's Thesis, Northwestern University, 1946.
-

100. Mc GONAGLE, R.R. A review of the significant findings in growth and development since the advent of cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.26, n.3, p.155-65, July 1956.
101. McWILLIAM, J.S.; WELANDER, U. The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthodont.*, v. 48, n.1, p.49-56, Jan. 1978.
102. MIDTGARD, J.; BJÖRK, G.; LINDER-ARONSON, S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthodont.*, v.44. n.1, p.56-61, Jan. 1974.
103. MORTIMER; LEVINE; ROWE .Cranial dysplasia of pituitary origin. *Radiology*, v.29, p.279, Sep. 1937.
104. NADLER, G.L. Computerized imaging, is it for you? *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.107, n.1, p.106-110, Jan. 1995.
105. NIMKARN, Y.; MILES, P.G. Reliability of computer-generated cephalometrics. *Int. J. Adult. Orthodont.*, v.10, n.1, p.43-52, 1995.
106. NOYES, H.J.; RUSHING, C.H.;SIMS, H.A. The axial inclination of the human central incisor teeth. *Angle Orthodont.*, v.13, p.60, 1943.
107. O'DONNELL, S.; NANDA, R.S.; GHOSH, J. Perioral forces and dental changes resulting from mandibular lip bumper treatment. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.113, n.3, p.247-55, Mar. 1998.
-

-
108. O'REILLY, M.T.; NANDA, S.K.; CLOSE, J.. Cervical and oblique headgear: a comparison of treatment effects. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.103, n.6, p.504-9, June 1993.
109. OGAARD, B.; KROGSTAD, O. Craniofacial structure and soft tissue profile in patients with severe hypodontia. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.108, n.5, p.472-7, Nov. 1995.
110. OLIVER, R.G. Cephalometric analysis comparing five different methods. *Brit. J. Orthodont.*, v.18, n.4, p.277-83, Nov. 1991.
111. PANCHERZ, H. The nature of Class II relapse after Herbst appliance treatment: a cephalometric long-term investigation. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.100, n.3, p.220-33, Sep. 1991.
112. POLLARD, L.E.; MAMANDRAS, A.H. Male postpubertal facial growth in Class II malocclusions. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.108, n.1, p.62-8, Jul. 1995.
113. RABIE, A.B.M.; GU, Y. Diagnostic criteria for pseudo-Class III malocclusion. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.117, n.1, p.1-9, Jan. 2000.
114. RADIOMEMORY. Manual do programa Radiocef 2.0. Belo Horizonte, M.G., Brasil. 1998.
115. REIDEL apud STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
-

-
116. RIEDEL, R.A. A cephalometric roentgenographic study of the relation of the maxilla and associated parts to the cranial base in normal and malocclusion of the teeth, Master's Thesis, Northwestern University, 1948.
117. RICHARDSON, A. An investigation into the reproducibility of some points, planes, and lines used in cephalometric analysis. *Amer. J. Orthodont.*, v.52, n.9, Sept. 1966.
118. RICHARDSON, A. A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis. *Europ. J. Orthodont.*, v.3, p. 15-20, 1981.
119. RICKETTS, R.M. A foundation for cephalometric communication. *Amer. J. Orthodont.*, v.46, n.5, p.330-57, May 1960.
120. RICKETTS, R.M. Cephalometric analysis and synthesis. *Angle Orthodont.*, v.31, n.3, p.141-56, July 1961.
121. RICKETTS, R.M. The evolution of diagnosis to computerized cephalometrics. *Amer. J. Orthodont.*, v.55, n.6, p.795-803, June 1969.
122. RICKETTS, R.M. et al. An overview of computerized cephalometrics. *Amer. J. Orthodont.*, v.61, n.1, p.1-28, Jan. 1972.
123. RICKETTS, R.M. The value of cephalometrics and computerized technology. *Amer. J. Orthodont.*, v.42, n.3, p.179-99, July 1972.
124. RICKETTS, R.M. Perspectives in the clinical application of cephalometrics; the first fifty years. *Angle Orthodont.*, v.51, n.2, p.115-50, Apr. 1981.
-

-
125. ROSENFELD apud ADAMS, J.W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthodont.*, v.10, n.1, p.3-13, Jan. 1940.
126. RUBIN, R.M. Making sense of cephalometrics. *Angle Orthodont.*, v.67, n.2, p.83-5, 1997.
127. RUDOLPH, D.J.; SINCLAIR, P.M.; COGGINS, J.M. Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.113, n.2, p.173-9, Feb. 1998.
128. SABORIDO, S.; CACHO, A. A different way of record reproduction for use in computerized programs. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.110, n.5, p.562-5, Nov. 1996.
129. SALZMANN, J.A. Limitations of roentgenographic cephalometrics. *Amer. J. Orthodont.*, v.50, n.3, p.169-88, Mar. 1964.
130. SANDLER, P.J. Reproducibility of cephalometric measurements. *Brit. J. Orthodont.*, v.15, n.2, p.105-10, May 1988.
131. SARNAT, B. et al. A serial study of mandibular growth after removal of condyle in macaque rhesus monkey. *Plastic and reconstructive Surg.*, v.7, 1951.
132. SAVAGE, A.W. ; SHOWFETY, K.J.; YANCEY, J. Repeated measures analysis of geometrically constructed and directly determined cephalometric points. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.91, n.4, p.295-9, Apr. 1987.
-

-
133. SAVARA, B.S. A method for study of facial bone growth in three dimensions. *Hum. Biol.*, 1966.
134. SAVARA, B.S.; TRACY, W.E.; MILLER, P.A. Analysis of errors in cephalometric measurements of three-dimensional distances on the human mandible. *Arch. oral Biol.*, v.11, p.209-17, 1996.
135. SEKIGUCHI, T.; SAVARA, B.S. Variability of cephalometric landmarks used for face growth studies. *Amer. J. Orthodont.*, v.61, n.6, p.603-18, June 1972.
136. SIMON, P. *Fundamental principles of a systematic diagnosis of dental anomalies*. Berlin, Hermann Meusser, 1922.
137. SIMS-WILLIAMS, J.H. et al. A computer-controlled expert system for orthodontic advice. *Brit. Dent. J.*, v.5, p.161-6, Sept. 1987.
138. SOLOW, B. The pattern of craniofacial associations: a morphological and methodological correlation and factor analysis study on young male adults. *Acta odontol. scand.*, v.24, p.9-174, 1966. Supplement.
139. SOFT MANAGER. Disponível na Internet. <http://www.softmanager.com.br>. 20 abr. 2000.
140. SPIEDEL, T.; STONER, M.M. Variation of mandibular incisor axis in adult "normal" occlusion. *Amer. J. Orthodont. oral Surg.*, v.30, p.536-42, 1944.
141. STABRUN, A.E.; DANIELSEN, K. Precision in cephalometric landmark identification. *Europ. J. Orthodont.*, v.4, p. 185-96, 1982.
-

142. STAGGERS, J.A. Vertical changes following first premolar extractions. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.105, n.1, p.19-24, Jan. 1994.
143. STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
144. STEINER, C.C. Cephalometrics in clinical practice. *Angle Orthodont.*, v.29, n.1, p.8-29, Jan. 1959.
145. STEINER, C.C. The use of cephalometrics as an aid to planning and assessing orthodontic treatment. *Amer. J. Orthodont.*, v.46, n.10, p.721-35, Oct. 1960.
146. THOMA, K. Principal factors controlling development of maxilla and mandible. *Amer. J. Orthodont. oral Surg.*, v.24, 1938.
147. THOMPSON apud STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
148. THUROW, R.C. Cephalometric methods in research and private practice. *Angle Orthodont.*, v.21, n.2, p.104-16, Apr. 1951.
149. TODD, T.W. The orthodontic value of research and observation in developmental growth of the face. *Angle Orthodont.*, v.1, p.67, 1931.
150. TOIGO, E.; MORO, A.; VIGORITO, J.W. Proposta de um programa computadorizado para a análise de Petrovic/ Lavergne. *Ortodontia*, v.29, n.2, p.16-26, maio/ago. 1996.
-

-
151. TSANG, K.H.; COOKE, M.S. Comparison of cephalometric analysis using a non-radiographic sonic digitizer (Digigraph Workstation) with conventional radiography. *Europ. J. Orthodont.*, v.21, n.1, p. 1-13, 1999.
152. TWEED, C.W. Why I extract teeth in the treatment of certain types of malocclusion. *Alpha Omegan*, v.46, p.93-104, 1952.
153. VAN SICKELS, J.E.; LARSEN, A.J.; THRASH, W.J. A retrospective study of relapse in rigidly fixated sagittal split osteotomies: contributing factors. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.93, n.5, p.413-8, May 1988.
154. WALKER, G.F. A new approach to the analysis of craniofacial morphology and growth. *Amer. J. Orthodont.*, v.61, n.3, p.1-23, Mar. 1972.
155. WALKER, R.P. Dentofacial Planner™: diagnosis and treatment planning software for orthodontics and orthognathic surgery: manual de instruções. 1990.
156. WALTER apud ADAMS, J. W. Correction of error in cephalometric roentgenograms. *Angle Orthodont.*, v.10, n.1, p.3-13, Jan. 1940.
157. WEINBERG, R. et al. Managing orthodontic data on a small computer. *Angle Orthodont.*, v.57, n.3, p.209-18, July 1987.
158. WEST, K.S.; McNAMARA, J.A. Changes in the craniofacial complex from adolescence to midadulthood, a cephalometric study. *Amer. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.*, v.115, n.5, p.521-32, May. 1999.
159. WILLIAMS, R.J. Standard human beings versus standard values. *Science*, v.126, p.453-4, 1957.
-

-
160. WILSEY, R.B. The physical foundations of chest roentgenography. *Amer. J. Roentgenol. and Radium Therapy*, v.22, p.332, Oct. 1937.
161. WYLIE, W.L. apud STEINER, C.C. Cephalometrics for you and me. *Amer. J. Orthodont.*, v.39, n.10, p.729-55, Oct. 1953.
162. WYLIE, W.; JOHNSON, E.L. Rapid evaluation of facial dysplasias in the vertical plane. *Angle Orthodont.*, v.22, p.165-83, 1952.
163. WYLIE, W.L. Factors modifying head form in man. *Amer. J.Orthodont. oral Surg.*, v.33, n.3, 1947.
164. YEN, P.K.J. Identification of landmarks in cephalometric radiographs. *Angle Orthodont.*, v.30, n.1, p.35, 41, Jan. 1960.
-

ABSTRACT

ABSTRACT

The objective of this study was to comparatively evaluate the cephalometric software namely Radiocef 2.0, regarding reliability and precision, as compared to the conventional manual tracing and measuring procedures, and to the software Dentofacial Planner 7.02. The sample consisted of 50 good quality lateral head films from patients of both gender at the 11 to 24-year age range belonging to the files of the orthodontic graduate clinic at Bauru Dental School, University of São Paulo. The radiographs were traced and measured by different methodologies generating four groups as follows: Group 1) the radiographs were manually traced and measured; Group 2) the cephalograms and landmarks were scanned and measured with Radiocef 2.0 software; Group 3) the radiographs were scanned and measured with Radiocef 2.0 software; and Group 4) the landmarks were digitized and measured with Dentofacial Planner 7.02 software. Linear and angular measurements were performed and an analysis of variance and a Kruskal-Wallis test were conducted for intergroup comparison. Results demonstrated no statistically significant differences between the groups. Therefore, it was concluded that the software is reliable to be used for clinical and investigative purposes and that Radiocef 2.0 can be used by either scanning the cephalograms and landmarks or by scanning the radiograph itself.

APÊNDICE

APÊNDICE A1 – Valores obtidos no grupo G1 (método manual)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	SNA	SNB	ANB	I/.NA	/I.NB	I./I	PoOr. GoGn
01	AMSA	84,0	78,0	6,0	31,5	21,5	120,5	19,0
02	ASC	82,5	77,5	5,0	22,5	25,0	127,5	21,0
03	ASC	77,5	73,0	4,5	25,5	27,0	123,5	31,5
04	ALP	85,0	80,5	4,5	23,5	28,0	124,0	32,5
05	APCS	83,5	76,5	7,0	30,5	27,0	116,5	18,5
06	APAL	82,0	79,0	3,0	16,5	30,0	131,0	23,0
07	APR	86,5	80,5	6,0	10,5	25,5	138,0	24,5
08	AFF	83,5	78,0	5,5	13,5	23,5	137,5	25,5
09	BRI	81,5	78,0	3,5	17,5	28,5	131,0	25,5
10	CPM	80,0	75,5	4,5	25,0	29,0	122,0	30,0
11	CVC	78,5	76,5	2,0	18,0	21,5	148,0	19,5
12	CPV	80,5	75,5	5,0	22,5	34,0	118,0	24,5
13	CFG	86,5	85,5	1,0	22,5	19,0	137,5	25,0
14	DMA	91,0	85,0	6,0	24,5	32,0	118,0	26,0
15	DTM	88,5	87,5	1,0	27,5	26,5	125,5	23,5
16	DLF	89,0	80,0	9,0	24,0	25,0	128,0	33,5
17	ELCAC	84,5	78,5	6,0	25,5	39,0	109,5	27,0
18	FD	79,0	75,5	3,5	17,5	21,5	137,5	24,0
19	FS	83,0	78,5	4,5	32,0	30,0	113,0	25,0
20	FNR	78,5	78,0	0,5	22,5	19,0	138,0	21,5
21	FHCC	80,5	78,0	2,5	23,0	27,5	127,0	27,5
22	GCP	83,5	82,5	1,0	28,0	27,0	124,5	21,0
23	GGF	89,0	81,5	7,5	13,5	36,5	123,0	13,0
24	GLB	82,0	79,0	3,0	24,5	19,5	132,5	19,5
25	GLKP	79,5	79,5	0,0	22,5	15,0	143,0	20,5
26	HMJ	78,5	74,0	4,5	24,5	24,0	128,0	21,5

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	SN.GoMe	SN.Gn	H.NB	Co-A	Co-Gn	Ena-Me	S-N
01	AMSA	29,5	67,0	15,0	100,0	124,0	66,5	76,0
02	ASC	32,0	70,5	11,5	88,5	109,0	64,0	65,0
03	ASC	47,5	76,5	12,5	82,0	108,0	71,0	64,5
04	ALP	39,5	64,5	15,0	88,0	110,5	61,0	73,5
05	APCS	29,0	66,0	11,5	95,0	117,0	66,5	75,5
06	APAL	36,5	67,5	16,5	92,5	117,0	67,5	73,0
07	APR	34,0	66,5	13,0	100,0	121,0	67,0	75,0
08	AFF	37,5	66,0	15,0	90,0	112,0	62,5	72,0
09	BRI	36,5	67,5	16,0	85,0	105,0	62,0	68,0
10	CPM	38,5	71,5	19,5	87,5	112,0	66,0	71,0
11	CVC	30,5	69,0	8,5	87,5	114,5	69,5	73,0
12	CPV	35,5	71,0	15,0	87,5	110,5	68,5	70,0
13	CFG	36,5	65,0	8,0	87,0	120,0	66,0	68,0
14	DMA	30,0	61,0	16,5	86,0	107,0	60,5	66,5
15	DTM	34,0	66,5	8,0	94,0	121,0	67,5	76,0
16	DLF	35,5	71,0	17,0	82,0	120,0	86,5	72,5
17	ELCAC	37,0	67,0	18,5	96,0	119,0	67,5	74,5
18	FD	39,0	70,0	9,0	95,5	122,0	70,0	76,0
19	FS	37,0	69,0	14,5	89,5	118,0,	73,0	72,0
20	FNR	29,5	67,0	12,5	86,5	110,0	58,5	70,5
21	FHCC	39,5	71,5	13,5	92,5	127,5	78,0	71,5
22	GCP	29,5	64,0	12,5	84,0	113,0	62,5	68,5
23	GGF	23,5	62,0	16,0	104,0	122,5	62,0	77,5
24	GLB	30,5	65,0	11,0	98,0	126,0	68,0	78,0
25	GLKP	29,5	63,0	7,0	94,0	121,0	64,0	79,0
26	HMJ	33,5	71,0	19,0	96,0	124,5	75,5	78,0

APÊNDICE A1 cont. – Valores obtidos no grupo G1 (método manual)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I./I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
27	HSM	82,0	80,5	1,5	33,0	25,5	120,5	16,0
28	IPS	89,5	81,5	8,0	18,5	20,5	133,0	34,5
29	IBS	88,0	87,0	1,0	18,0	20,0	140,5	16,5
30	JASSOJ	79,0	75,5	3,5	36,5	26,5	113,0	18,5
31	JFC	84,5	79,0	5,5	26,5	34,5	103,5	24,0
32	LGM	78,5	71,0	7,5	22,5	27,0	124,0	27,5
33	LCB	91,5	95,0	-3,5	24,0	20,0	140,0	25,5
34	LBA	84,0	80,5	3,5	8,5	18,5	149,0	22,0
35	LBM	80,0	79,0	1,0	35,0	30,0	104,0	22,5
36	LSF	79,0	79,0	0,0	34,5	12,0	133,5	21,0
37	MLMC	81,5	77,0	25,5	31,5	38,0	109,5	33,0
38	MDBMJ	81,5	75,5	6,0	20,5	30,5	123,0	28,0
39	MCZJ	82,0	78,0	4,0	8,0	13,0	155,0	23,5
40	MLC	81,5	77,5	4,0	27,5	28,0	121,0	21,5
41	RAS	87,0	83,5	3,5	19,5	19,0	136,0	25,5
42	RPS	81,5	78,5	3,0	23,5	27,0	127,0	25,0
43	RLN	83,0	80,0	3,0	23,5	30,5	123,0	22,5
44	RBM	78,5	74,0	4,5	24,0	28,0	123,5	29,5
45	TAL	84,5	83,0	1,5	31,0	28,5	119,5	29,0
46	VN	77,5	73,0	4,5	24,0	23,0	128,5	27,5
47	VOS	90,0	87,5	2,5	22,0	25,5	123,0	25,5
48	VD	73,0	75,5	-2,5	32,0	18,5	132,0	30,0
49	VMH	80,0	76,0	4,0	25,0	27,0	124,0	31,0
50	WP	93,5	87,0	6,5	22,5	27,0	104,5	26,0

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
27	HSM	28,0	64,0	11,5	90,5	115,5	63,0	74,0
28	IPS	35,0	67,0	9,5	102,0	131,0	89,5	78,0
29	IBS	27,0	62,0	9,0	92,0	123,0	63,5	66,5
30	JASSOJ	27,0	67,5	16,5	95,5	120,0	66,5	78,0
31	JFC	34,0	66,0	19,0	88,5	106,5	57,0	68,5
32	LGM	40,0	72,5	13,5	86,0	108,5	68,0	69,0
33	LCB	23,0	55,5	3,5	94,5	131,0	68,5	73,0
34	LBA	33,0	66,0	13,0	88,5	115,0	68,0	69,5
35	LBM	38,5	68,5	14,5	88,5	118,0	69,0	70,5
36	LSF	29,5	63,5	2,5	82,5	112,5	63,0	66,5
37	MLMC	41,0	73,0	17,0	85,5	124,0	82,5	73,0
38	MDBMJ	38,5	72,5	17,0	100,5	130,0	81,5	78,5
39	MCZJ	30,5	66,0	8,5	92,0	116,0	69,5	78,0
40	MLC	29,5	66,0	15,5	90,0	106,5	55,5	68,5
41	RAS	36,0	65,0	9,0	93,0	124,5	70,5	72,0
42	RPS	37,0	70,0	7,0	90,0	119,5	71,5	68,0
43	RLN	24,0	65,5	15,5	101,5	131,5	77,0	83,5
44	RBM	43,5	74,0	21,5	94,5	120,0	76,0	71,0
45	TAL	34,0	66,0	11,5	95,5	124,5	71,0	76,0
46	VN	37,5	71,5	11,5	90,0	117,0	73,0	76,0
47	VOS	27,5	62,0	11,5	86,5	117,0	73,0	66,0
48	VD	46,0	72,0	90,5	82,0	118,0	71,5	70,0
49	VMH	41,0	69,0	16,5	91,0	113,0	67,5	75,0
50	WP	31,5	62,5	16,0	105,5	137,0	76,0	77,5

APÊNDICE A1 cont. – Valores obtidos no grupo G1 (método manual)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
01	AMSA	41,0	125,0	85,0	3,5	6,0	59,0	64,0
02	ASC	35,5	114,5	77,0	1,5	-5,5	51,0	59,5
03	ASC	31,0	120,0	67,0	0,0	-8,5	51,0	66,0
04	ALP	30,5	113,5	63,5	0,0	-7,0	53,5	56,5
05	APCS	35,0	117,5	81,0	2,5	-4,0	53,0	63,0
06	APAL	34,0	118,0	74,0	3,0	1,0	51,5	64,5
07	APR	38,0	123,0	79,5	4,0	-4,0	59,0	61,5
08	AFF	32,0	111,0	65,0	4,0	-1,0	51,0	60,0
09	BRI	30,5	107,5	65,5	0,0	-6,0	47,5	51,0
10	CPM	34,5	120,5	76,5	-3,0	-14,0	56,0	62,0
11	CVC	42,0	122,5	84,5	-2,5	-5,5	55,0	66,0
12	CPV	35,5	118,5	76,5	0,0	-9,5	52,0	64,0
13	CFG	33,0	119,0	73,5	6,5	11,5	53,5	64,0
14	DMA	33,0	103,0	69,0	2,5	-4,0	44,0	57,5
15	DTM	38,5	120,5	75,5	-3,0	-4,0	54,0	65,0
16	DLF	37,0	138,0	93,0	-6,0	-20,0	55,0	80,5
17	ELCAC	32,0	118,5	73,5	2,5	-6,0	53,0	64,0
18	FD	35,0	125,5	76,0	3,5	0,0	56,5	67,5
19	FS	36,5	126,0	79,5	3,5	-1,5	54,5	70,0
20	FNR	34,5	114,0	77,0	-5,5	-10,0	55,0	55,0
21	FHCC	38,0	133,0	81,5	1,0	-2,0	55,5	76,5
22	GCP	33,0	110,0	76,5	0,0	-1,0	48,5	60,5
23	GGF	36,5	116,5	84,5	8,5	3,5	55,5	59,5
24	GLB	39,0	121,0	81,0	1,0	-1,0	53,5	66,0
25	GLKP	38,0	119,0	82,0	-4,5	-4,5	55,0	62,0
26	HMJ	33,0	129,5	84,0	-1,5	-10,5	55,5	71,5

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
01	AMSA	6,5	4,0	5,0	3,0	24,0	68,0
02	ASC	5,0	1,5	1,0	4,5	20,5	67,2
03	ASC	4,5	3,5	0,5	3,5	26,0	55,8
04	ALP	4,5	4,5	1,5	-2,0	22,5	55,9
05	APCS	5,0	4,5	4,5	8,0	22,0	68,9
06	APAL	2,0	3,5	1,5	1,0	24,5	62,7
07	APR	-2,0	3,0	1,5	10	21,0	64,6
08	AFF	0,5	3,0	1,5	3,5	22,0	58,5
09	BRI	2,0	3,0	0,0	0,0	20,0	60,0
10	CPM	3,0	4,0	1,0	0,0	24,5	63,4
11	CVC	3,5	2,0	3,5	10,5	27,0	68,9
12	CPV	4,5	8,5	0,0	4,0	23,0	64,5
13	CFG	2,0	1,0	0,5	8,0	33,0	61,7
14	DMA	4,5	5,5	1,0	-2,5	21,0	66,9
15	DTM	6,0	5,0	1,5	8,0	27,0	62,6
16	DLF	7,0	8,0	0,0	9,0	38,0	67,3
17	ELCAC	4,5	8,0	0,5	-3,0	23,0	62,0
18	FD	2,5	3,0	1,5	8,5	26,5	60,5
19	FS	9,0	7,5	2,5	3,0	28,5	63,0
20	FNR	4,0	1,0	1,5	1,0	23,5	67,5
21	FHCC	5,0	6,5	2,0	6,5	35,0	61,2
22	GCP	5,5	5,0	1,0	3,5	29,0	69,5
23	GGF	1,0	5,0	3,5	0,0	18,5	72,0
24	GLB	3,5	1,5	2,5	8,5	28,0	66,9
25	GLKP	4,0	-1,0	4,0	6,5	27,0	68,9
26	HMJ	7,0	5,5	1,5	-2,0	28,5	64,8

APÊNDICE A1 cont. – Valores obtidos no grupo G1 (método manual)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
27	HSM	33,5	114,0	77,0	1,5	2,5	51,0	60,5
28	IPS	45,5	136,5	90,5	-2,0	-21,0	51,0	81,5
29	IBS	36,0	113,0	79,5	6,5	9,5	49,5	62,0
30	JASSOJ	41,0	122,5	86,5	-4,5	-11,0	56,5	63,5
31	JFC	30,0	106,5	65,5	3,0	-4,0	51,0	54,0
32	LGM	30,0	114,0	67,0	-1,5	-12,0	48,0	64,5
33	LCB	41,0	120,0	87,5	-5,0	1,0	52,0	65,0
34	LBA	33,5	115,0	76,5	3,0	0,5	48,5	65,0
35	LBM	32,0	118,5	71,0	3,0	4,5	49,5	67,0
36	LSF	34,5	107,0	72,5	-3,5	1,0	44,0	62,0
37	MLMC	31,0	133,0	80,0	2,5	8,0	53,5	77,5
38	MDBMJ	35,5	137,0	85,5	0,0	-11,0	57,5	77,5
39	MCZJ	43,0	123,5	83,5	-3,5	-11,5	56,0	65,0
40	MLC	35,5	104,0	70,0	-1,0	-7,5	49,5	52,5
41	RAS	33,5	122,5	75,0	6,0	6,5	52,5	68,0
42	RPS	34,0	120,0	75,5	1,5	-2,0	49,5	69,0
43	RLN	39,0	134,0	93,0	-3,0	-10,5	57,5	73,0
44	RBM	37,5	126,5	72,5	0,5	-7,5	52,0	71,5
45	TAL	35,0	126,0	75,0	3,5	0,0	55,5	68,5
46	VN	39,0	128,0	78,5	-4,5	-14,0	56,0	70,0
47	VOS	35,0	114,5	80,0	3,0	-1,5	42,5	70,5
48	VD	30,5	122,5	66,0	-3,0	1,5	51,5	69,5
49	VMH	31,5	118,0	68,0	-2,5	-12,0	52,5	63,0
50	WP	39,5	131,5	86,5	8,5	2,5	57,5	73,0

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
27	HSM	8,0	2,5	2,5	-1,5	25,0	67,5
28	IPS	0,0	7,0	2,0	0,0	29,0	66,0
29	IBS	3,0	2,0	1,5	2,0	31,0	70,3
30	JASSOJ	11,0	5,0	4,0	2,0	24,5	70,6
31	JFC	5,5	7,0	0,5	-1,5	18,0	61,5
32	LGM	4,0	4,5	4,0	2,0	22,5	58,7
33	LCB	3,0	1,5	1,0	12,0	36,5	72,9
34	LBA	0,0	3,0	2,5	4,0	26,5	66,5
35	LBM	9,5	6,0	1,0	-2,0	29,5	59,9
36	LSF	6,5	-2,0	8,5	13,0	30,0	67,0
37	MLMC	7,0	12,0	-2,0	-2,5	38,5	60,1
38	MDBMJ	3,5	8,5	2,0	0,5	29,5	62,4
39	MCZJ	-1,5	0,0	2,5	5,5	24,0	67,6
40	MLC	4,5	3,5	1,5	1,5	16,5	67,3
41	RAS	2,5	3,0	1,5	5,5	31,5	61,2
42	RPS	4,5	5,5	0,0	6,5	29,5	62,9
43	RLN	6,5	7,0	2,0	2,5	30,0	69,4
44	RBM	5,0	8,0	1,5	-1,5	25,5	57,3
45	TAL	6,0	6,5	0,0	8,0	29,0	59,5
46	VN	3,5	3,5	4,0	6,5	27,0	61,3
47	VOS	3,5	6,5	1,5	-1,5	30,5	69,8
48	VD	4,5	2,0	2,5	11,0	36,0	53,8
49	VMH	4,0	5,0	0,0	-2,0	22,0	57,5
50	WP	3,0	9,5	0,0	9,0	31,5	65,7

APÊNDICE A2 – Valores obtidos no grupo G2 (traçado no RADIOCEF)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I./I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
01	AMSA	83,94	77,71	6,22	31,86	22,23	119,68	18,46
02	ASC	82,51	77,54	4,97	23,35	23,99	127,69	20,27
03	ASC	78,81	74,01	4,80	25,59	27,12	122,49	32,41
04	ALP	85,53	81,02	4,51	24,00	27,62	123,87	32,20
05	APCS	83,26	76,62	6,64	30,84	26,26	116,27	18,16
06	APAL	82,17	79,04	3,13	16,47	29,76	130,63	22,53
07	APR	86,78	80,36	6,42	10,91	25,39	137,28	24,21
08	AFF	83,49	78,25	5,24	14,02	23,85	136,89	25,50
09	BRI	82,65	78,97	3,68	17,96	28,64	129,71	25,31
10	CPM	80,37	75,80	4,56	25,27	28,25	121,92	29,73
11	CVC	78,88	76,72	2,16	17,81	22,74	137,29	19,75
12	CPV	80,94	75,62	5,32	22,96	34,51	117,21	24,22
13	CFG	86,98	86,12	0,87	22,67	19,64	136,83	24,94
14	DMA	90,99	85,21	5,79	24,83	32,14	117,24	26,04
15	DTM	78,31	77,78	0,53	28,73	25,05	125,69	23,40
16	DLF	83,46	80,07	3,38	24,00	25,12	127,50	33,55
17	ELCAC	84,46	78,63	5,83	25,63	38,64	109,90	27,20
18	FD	78,98	75,32	3,66	17,96	21,17	137,21	23,70
19	FS	83,61	78,79	4,82	32,36	30,25	112,57	24,84
20	FNR	78,83	78,29	0,54	22,26	18,62	138,58	21,73
21	FHCC	80,67	78,47	2,20	23,32	27,33	127,15	27,06
22	GCP	82,89	82,21	0,68	27,74	26,62	124,96	20,96
23	GGF	89,02	81,29	7,73	12,96	37,00	122,31	12,90
24	GLB	82,07	79,35	2,72	25,24	20,4	131,63	19,52
25	GLKP	78,97	78,85	0,12	22,76	13,73	143,39	20,41
26	HMJ	78,21	74,23	3,99	25,04	24,00	126,98	21,84

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
01	AMSA	29,56	66,46	14,40	100,05	124,03	66,20	76,08
02	ASC	31,55	69,92	11,05	88,30	108,51	63,49	65,38
03	ASC	46,96	75,61	12,19	82,32	108,34	70,37	64,56
04	ALP	39,24	63,57	15,49	87,81	110,74	60,52	73,21
05	APCS	28,65	65,55	11,34	95,20	117,46	66,54	75,72
06	APAL	35,49	66,34	16,90	92,87	116,87	67,19	73,00
07	APR	33,43	65,82	13,12	99,89	121,00	66,95	75,01
08	AFF	37,79	65,53	14,88	89,81	112,55	62,26	72,41
09	BRI	35,74	66,78	15,29	85,03	104,85	61,97	67,87
10	CPM	38,19	70,64	18,93	87,76	112,09	65,47	71,04
11	CVC	30,76	68,65	8,96	87,87	114,47	69,16	72,86
12	CPV	35,63	71,00	14,16	87,97	111,04	68,45	69,94
13	CFG	36,63	63,94	7,70	86,41	120,01	65,48	67,84
14	DMA	29,84	60,60	16,89	85,89	107,02	60,66	66,38
15	DTM	33,90	66,47	8,17	94,30	120,93	66,89	76,01
16	DLF	36,00	71,10	16,97	82,81	119,69	86,50	72,47
17	ELCAC	37,20	66,68	19,49	95,61	118,23	67,50	74,20
18	FD	38,59	69,66	8,84	95,61	122,13	69,78	75,82
19	FS	36,58	68,89	14,68	89,87	117,95	73,04	71,71
20	FNR	29,54	66,65	12,33	86,65	110,64	58,78	70,60
21	FHCC	38,94	70,92	13,60	92,43	127,14	77,85	71,32
22	GCP	29,69	63,80	12,65	84,71	112,32	62,47	68,78
23	GGF	23,72	61,64	15,53	103,46	122,15	62,57	77,21
24	GLB	30,35	64,53	11,18	98,58	125,76	67,95	77,89
25	GLKP	29,12	63,09	6,34	93,71	120,95	64,25	79,20
26	HMJ	33,62	70,67	18,38	95,88	124,57	75,65	78,28

APÊNDICE A2 cont. – Valores obtidos no grupo G2 (traçado no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I./I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
27	HSM	81,75	80,55	1,20	33,21	25,62	119,97	16,88
28	IPS	89,77	81,89	7,89	19,63	20,55	131,93	34,62
29	IBS	87,95	87,13	0,82	18,67	20,68	139,83	16,55
30	JASSOJ	78,65	75,28	3,37	37,23	26,41	112,99	18,45
31	JFC	84,30	78,95	5,35	26,96	34,25	113,44	23,89
32	LGM	77,95	71,35	6,60	23,55	27,24	122,61	28,42
33	LCB	91,90	95,70	-3,80	24,98	19,63	139,18	25,90
34	LBA	84,14	80,51	3,63	9,50	18,71	148,15	22,01
35	LBM	79,57	78,52	1,05	35,52	29,72	113,71	22,85
36	LSF	79,39	79,72	-0,33	34,87	12,63	132,83	20,61
37	MLMC	84,19	77,53	6,66	26,42	38,34	108,58	33,27
38	MDBMJ	81,90	75,89	6,01	20,71	30,48	122,8	27,85
39	MCZJ	81,61	77,71	3,90	8,59	13,65	153,86	23,99
40	MLC	81,04	77,63	3,41	28,71	27,52	120,36	20,03
41	RAS	86,81	83,51	3,30	20,18	20,88	135,64	25,62
42	RPS	81,58	78,83	2,75	23,32	26,48	127,46	25,33
43	RLN	83,18	80,07	3,12	24,56	29,75	122,57	22,59
44	RBM	78,93	74,29	4,64	24,07	28,77	122,52	28,67
45	TAL	84,87	83,22	1,65	31,67	27,89	118,80	28,65
46	VN	77,49	72,96	4,53	24,62	23,17	127,67	27,29
47	VOS	92,28	87,84	4,44	22,85	30,83	121,87	24,65
48	VD	72,57	75,69	-3,13	33,40	19,32	130,41	28,43
49	VMH	79,68	76,09	3,59	24,76	27,34	124,31	30,52
50	WP	93,41	86,81	6,60	22,85	37,08	113,47	25,43

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
27	HSM	28,33	63,51	11,89	90,62	115,14	63,03	73,59
28	IPS	34,67	66,43	9,51	102,15	130,80	88,90	78,27
29	IBS	26,78	61,79	8,40	92,38	122,70	63,04	66,42
30	JASSOJ	27,02	66,95	16,49	95,73	120,38	66,04	78,25
31	JFC	34,06	65,49	18,08	88,32	106,28	57,17	68,89
32	LGM	40,07	71,89	13,01	86,39	108,99	67,60	69,09
33	LCB	22,27	54,51	3,71	94,46	131,30	68,16	73,38
34	LBA	33,07	65,86	13,43	88,49	115,00	67,46	69,30
35	LBM	38,68	68,27	14,43	88,30	117,85	68,56	70,48
36	LSF	29,41	62,83	2,56	82,35	112,37	63,04	66,42
37	MLMC	44,32	72,77	16,32	95,32	124,43	81,93	73,22
38	MDBMJ	38,55	71,09	16,60	100,46	130,32	81,44	78,28
39	MCZJ	30,91	66,23	8,59	92,49	116,15	69,09	77,84
40	MLC	28,82	65,55	15,04	90,44	107,41	55,21	68,95
41	RAS	36,82	64,59	8,57	93,28	125,04	70,10	71,99
42	RPS	36,92	69,38	6,36	90,37	119,53	71,11	68,16
43	RLN	28,50	64,91	16,32	101,97	131,61	77,14	84,04
44	RBM	43,14	73,24	16,92	94,37	120,13	75,40	70,97
45	TAL	39,07	65,56	11,86	96,09	125,04	70,88	76,50
46	VN	37,52	71,19	11,54	90,31	117,13	73,53	76,03
47	VOS	27,50	61,67	11,82	86,75	116,96	72,73	66,41
48	VD	45,35	71,36	0,92	82,14	117,73	71,17	69,91
49	VMH	40,49	68,58	16,87	91,15	113,44	67,26	75,24
50	WP	31,56	62,42	16,59	105,95	137,23	75,67	77,84

APÊNDICE A2 cont. – Valores obtidos no grupo G2 (traçado no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
01	AMSA	41,07	123,95	84,67	3,71	-0,94	59,09	63,51
02	ASC	35,50	112,62	76,81	1,52	-5,08	51,19	59,40
03	ASC	31,20	119,09	66,53	0,00	-9,14	51,14	65,36
04	ALP	30,57	111,76	63,32	-0,05	-7,09	53,16	56,47
05	APCS	34,84	117,02	80,94	2,07	-4,26	52,96	63,03
06	APAL	33,75	117,59	73,85	2,67	0,70	51,64	63,96
07	APR	38,17	122,60	79,61	3,53	-4,81	59,37	61,00
08	AFF	31,68	111,61	64,74	4,00	-0,93	51,25	59,61
09	BRI	30,85	106,69	65,73	0,35	-5,46	47,20	57,77
10	CPM	34,11	119,5	76,23	-3,22	-13,9	56,20	61,55
11	CVC	41,73	121,93	83,65	-2,50	-5,21	54,65	65,69
12	CPV	35,04	118,05	76,01	0,30	-9,62	52,52	63,52
13	CFG	32,05	118,22	72,81	6,44	11,16	53,10	63,83
14	DMA	33,19	103,22	68,99	2,01	-4,42	43,89	57,34
15	DTM	38,47	119,80	75,12	-2,90	-4,85	53,50	65,09
16	DLF	36,81	137,90	92,87	-5,74	-19,94	54,81	80,58
17	ELCAC	32,06	117,81	72,97	2,28	-7,33	52,49	63,69
18	FD	34,83	124,96	75,80	2,69	-0,52	56,15	67,74
19	FS	36,20	125,06	79,26	3,49	-1,04	54,47	69,41
20	FNR	34,23	112,72	76,20	-5,85	-10,44	54,43	55,35
21	FHCC	38,23	132,47	81,46	0,71	-2,24	55,46	75,69
22	GCP	32,64	109,79	75,56	-0,17	-0,64	48,22	60,45
23	GGF	36,06	116,27	83,85	8,74	4,53	55,27	59,31
24	GLB	38,96	120,50	80,30	1,10	-0,85	53,53	66,01
25	GLKP	38,32	118,21	81,62	-4,52	-4,23	54,54	62,25
26	HMJ	32,27	129,27	83,37	-2,11	-10,75	55,25	71,39

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
01	AMSA	6,69	4,29	5,25	3,17	23,98	68,31
02	ASC	2,87	1,54	1,32	4,29	20,21	68,21
03	ASC	4,40	3,96	0,01	3,60	26,02	55,87
04	ALP	4,90	4,25	1,25	-2,68	22,93	56,66
05	APCS	5,14	4,41	4,79	7,55	22,26	69,17
06	APAL	2,33	4,01	1,79	0,37	23,99	62,8
07	APR	-2,04	2,96	1,85	9,47	21,11	64,94
08	AFF	0,75	2,98	1,36	3,69	22,74	58,01
09	BRI	2,15	3,24	0,23	0,01	19,82	61,61
10	CPM	3,38	4,19	0,91	0,07	24,33	63,79
11	CVC	3,14	2,19	3,70	10,06	26,60	68,60
12	CPV	4,24	8,65	0,22	4,63	23,06	64,39
13	CFG	2,41	0,96	0,84	8,03	33,6	61,59
14	DMA	4,93	5,91	1,19	-3,39	21,12	66,84
15	DTM	6,37	3,96	1,66	7,53	26,64	62,71
16	DLF	6,85	8,01	-0,18	8,93	36,88	67,35
17	ELCAC	4,61	7,59	-0,30	-3,80	22,62	61,94
18	FD	2,85	2,81	2,17	9,64	26,52	60,66
19	FS	9,08	7,25	2,29	3,25	28,08	63,38
20	FNR	3,62	0,70	1,27	1,42	23,99	67,60
21	FHCC	5,22	6,24	1,20	6,70	34,71	61,49
22	GCP	5,37	4,54	0,92	3,13	27,61	68,82
23	GGF	0,42	5,29	4,11	0,35	18,69	72,12
24	GLB	3,52	1,22	2,45	8,31	27,18	66,64
25	GLKP	4,92	-1,36	4,42	7,02	27,24	69,05
26	HMJ	7,63	5,17	1,82	-2,39	28,69	64,49

APÊNDICE A2 cont. – Valores obtidos no grupo G2 (traçado no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
27	HSM	33,35	113,19	76,39	1,12	2,44	50,89	60,64
28	IPS	45,41	135,93	90,03	-2,50	-21,57	50,95	81,14
29	IBS	35,61	112,94	79,06	6,52	12,87	49,84	61,79
30	JASSOJ	40,82	121,90	85,85	-4,73	-11,24	56,57	63,21
31	JFC	29,8	106,35	65,59	2,77	-3,78	51,13	54,09
32	LGM	30,29	113,36	66,74	-1,60	-12,06	47,94	64,09
33	LCB	40,76	119,74	87,55	-5,40	0,42	52,25	64,83
34	LBA	32,88	114,85	75,83	2,55	0,21	48,49	64,74
35	LBM	31,81	117,87	70,44	2,68	4,37	49,86	66,33
36	LSF	34,25	106,82	72,27	-3,28	1,50	44,19	61,53
37	MLMC	31,22	132,29	79,31	2,66	-10,96	53,72	76,97
38	MDBMJ	34,91	135,93	85,35	0,41	-10,76	57,10	76,96
39	MCZJ	42,84	123,14	82,72	-3,84	-12,2	56,20	64,60
40	MLC	35,26	103,64	69,88	-1,61	-8,45	49,58	52,57
41	RAS	32,99	122,26	74,17	6,10	6,43	53,17	68,07
42	RPS	33,82	119,29	75,28	1,21	-2,25	49,39	68,54
43	RLN	39,23	133,37	92,76	-3,28	-11,38	57,25	73,41
44	RBM	37,35	125,83	71,88	0,80	-7,01	52,31	71,09
45	TAL	35,13	125,73	74,57	3,42	-0,87	56,00	68,26
46	VN	38,47	127,89	77,88	-4,67	-13,78	55,69	69,63
47	VOS	34,84	113,97	79,87	3,02	-0,75	42,42	70,65
48	VD	30,59	122,19	69,81	-3,82	1,14	51,45	68,80
49	VMH	31,09	117,53	67,59	-2,61	-12,30	52,16	63,26
50	WP	39,12	131,08	86,38	8,66	2,90	57,26	72,95

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
27	HSM	7,41	2,40	2,63	-2,03	24,52	67,49
28	IPS	0,75	6,52	1,17	-0,29	28,65	66,23
29	IBS	3,39	2,10	1,90	2,68	30,32	70,00
30	JASSOJ	10,94	4,77	4,45	1,73	24,65	70,43
31	JFC	5,44	7,05	0,75	-0,99	17,96	61,67
32	LGM	4,61	4,24	3,40	2,00	22,61	58,87
33	LCB	3,34	1,76	3,11	11,64	36,84	73,12
34	LBA	-0,14	2,57	2,16	3,86	26,51	66,02
35	LBM	9,40	5,92	1,12	-2,45	29,55	59,76
36	LSF	6,73	-2,49	7,53	13,43	30,03	67,66
37	MLMC	6,51	12,46	-1,69	-3,00	29,11	59,95
38	MDBMJ	3,66	8,55	1,99	0,59	29,86	62,79
39	MCZJ	-1,61	0,17	2,98	4,93	23,66	67,18
40	MLC	4,84	3,31	0,42	1,32	16,97	67,43
41	RAS	2,75	3,00	1,45	4,85	31,76	60,66
42	RPS	4,32	5,81	0,71	6,26	29,16	63,10
43	RLN	6,65	7,28	2,15	1,67	29,63	69,55
44	RBM	4,91	7,72	1,01	-1,75	25,76	57,12
45	TAL	5,54	6,31	-3,99	8,07	28,95	59,31
46	VN	3,58	3,64	4,57	6,19	26,82	60,90
47	VOS	3,57	6,28	1,44	-1,51	30,21	70,08
48	VD	5,30	2,27	2,30	10,67	33,59	57,13
49	VMH	4,26	4,89	-0,39	-2,34	22,29	57,50
50	WP	3,71	9,62	0,39	8,74	31,28	65,90

APÊNDICE A3 – Valores obtidos no grupo G3 (radiografias no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I./I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
01	AMSA	84,57	77,56	7,01	32,68	28,41	111,90	16,78
02	ASC	83,99	78,46	5,53	21,97	18,68	133,82	20,46
03	ASC	78,13	73,84	4,29	29,53	26,56	119,62	33,54
04	ALP	86,05	80,86	5,18	25,61	27,87	121,35	31,36
05	APCS	83,75	77,94	5,81	30,91	24,96	118,32	17,05
06	APAL	81,97	78,52	3,45	17,58	28,04	130,92	21,00
07	APR	88,96	82,10	6,86	7,82	26,73	138,59	23,76
08	AFF	84,91	79,17	5,73	15,55	24,12	134,59	26,21
09	BRI	82,35	77,99	4,36	18,68	25,80	131,15	26,85
10	CPM	80,01	75,79	4,22	26,51	28,85	120,42	29,26
11	CVC	80,39	78,13	2,26	18,71	23,70	135,33	18,82
12	CPV	79,23	74,14	5,10	22,43	33,89	118,58	24,84
13	CFG	88,38	87,18	1,21	24,67	19,47	134,65	27,78
14	DMA	92,70	85,68	7,02	22,85	31,44	118,70	24,82
15	DTM	82,29	80,49	1,80	27,84	27,63	122,73	23,90
16	DLF	84,05	79,97	4,08	24,93	27,12	123,88	31,81
17	ELCAC	83,20	77,32	5,88	28,07	38,74	107,31	28,24
18	FD	79,67	75,72	3,95	19,48	22,75	133,82	24,58
19	FS	85,35	80,21	5,15	30,79	31,88	112,18	25,60
20	FNR	79,71	79,18	0,53	22,45	16,41	140,61	20,05
21	FHCC	81,00	78,75	2,25	21,20	25,78	130,77	25,93
22	GCP	84,58	83,75	0,83	28,74	28,31	122,12	19,94
23	GGF	91,56	83,93	7,63	17,67	36,01	118,69	11,43
24	GLB	82,58	79,62	2,96	25,93	18,84	132,27	20,83
25	GLKP	79,57	79,02	0,55	21,71	13,05	144,69	21,37
26	HMJ	80,40	74,92	5,49	22,00	23,63	128,88	18,64

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
01	AMSA	29,41	67,21	16,21	100,55	123,02	67,26	75,49
02	ASC	28,90	69,04	12,19	91,18	112,56	64,53	65,03
03	ASC	44,91	75,84	11,91	84,35	108,58	70,32	64,49
04	ALP	37,40	63,95	14,74	89,55	110,49	60,37	73,07
05	APCS	27,31	64,70	11,40	94,96	117,82	66,82	76,19
06	APAL	34,87	67,16	15,68	94,92	119,02	66,71	73,10
07	APR	31,84	64,84	13,18	102,53	123,25	65,97	73,22
08	AFF	35,22	64,93	14,79	91,54	112,25	61,71	72,15
09	BRI	36,76	67,43	16,06	85,83	104,59	62,36	67,70
10	CPM	36,60	70,53	21,07	86,69	111,06	65,44	70,65
11	CVC	28,25	67,00	8,45	90,81	116,45	68,32	73,69
12	CPV	34,86	72,20	13,93	88,49	109,20	68,15	71,14
13	CFG	35,57	63,77	8,99	86,42	118,32	68,73	67,33
14	DMA	29,53	61,10	18,78	89,66	110,20	60,63	65,74
15	DTM	31,83	64,17	8,40	97,14	123,33	67,61	74,88
16	DLF	34,67	70,86	13,48	83,29	119,23	85,58	71,61
17	ELCAC	37,26	67,61	18,85	95,84	119,77	67,62	74,62
18	FD	39,63	69,61	10,84	96,53	124,16	70,34	75,07
19	FS	34,31	68,25	15,97	89,00	116,23	72,53	70,41
20	FNR	27,15	65,75	9,56	87,01	110,76	58,24	70,71
21	FHCC	37,51	70,89	13,94	94,84	130,75	77,18	70,61
22	GCP	27,78	63,05	13,05	84,21	111,37	61,93	67,88
23	GGF	20,39	60,04	17,38	103,82	123,57	62,25	75,60
24	GLB	30,68	64,37	10,10	99,42	125,74	68,37	77,30
25	GLKP	29,26	62,74	5,57	94,27	119,51	64,29	79,93
26	HMJ	30,61	71,25	20,46	95,47	122,67	75,19	76,14

APÊNDICE A3 cont. – Valores obtidos no grupo G3 (radiografias no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>I/.NB</i>	<i>I/.I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
27	HSM	82,07	80,83	1,24	34,73	28,95	115,07	17,38
28	IPS	83,38	74,84	8,54	15,20	23,36	132,90	34,31
29	IBS	87,99	86,54	1,45	18,79	20,05	139,71	15,61
30	JASSOJ	80,38	76,55	3,83	36,55	29,56	110,06	18,02
31	JFC	84,00	79,11	4,89	29,31	32,35	113,44	20,69
32	LGM	79,61	72,89	6,72	23,10	25,52	124,66	27,36
33	LCB	91,76	95,46	-3,70	23,61	17,68	142,41	25,20
34	LBA	83,56	80,43	3,12	11,77	27,94	137,17	23,65
35	LBM	79,83	78,10	1,73	36,73	31,27	110,27	23,54
36	LSF	80,91	79,61	1,30	35,62	9,69	133,39	23,10
37	MLMC	92,12	84,96	7,16	27,17	36,53	109,14	31,71
38	MDBMJ	82,45	76,10	6,35	23,01	29,19	121,44	28,73
39	MCZJ	80,46	76,89	3,56	9,21	9,90	157,32	22,69
40	MLC	81,42	77,39	4,03	28,14	27,69	120,14	18,08
41	RAS	88,33	84,86	3,47	22,63	20,15	133,75	25,61
42	RPS	82,15	79,37	2,78	22,62	24,32	130,28	25,14
43	RLN	84,49	80,90	3,59	24,25	29,75	122,41	19,77
44	RBM	79,12	74,36	4,76	24,65	29,21	121,38	29,10
45	TAL	83,86	82,84	1,02	32,52	28,22	118,24	26,10
46	VN	77,18	73,04	4,14	24,68	23,89	127,29	25,39
47	VOS	92,38	88,09	4,29	23,00	32,50	120,21	27,48
48	VD	72,10	75,26	-3,16	31,98	18,80	132,38	28,26
49	VMH	79,31	75,44	3,87	24,39	28,31	123,44	29,61
50	WP	94,32	87,48	6,84	21,16	35,85	116,15	26,80

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
27	HSM	27,58	64,34	12,66	90,14	114,92	62,19	72,57
28	IPS	39,85	74,67	10,92	102,81	131,62	88,89	77,58
29	IBS	26,67	62,91	8,98	93,16	123,22	63,14	65,77
30	JASSOJ	25,24	66,05	18,35	97,83	120,6	66,02	78,11
31	JFC	31,12	65,22	19,79	89,13	107,85	56,05	68,48
32	LGM	38,21	71,00	11,51	86,99	108,25	66,20	67,85
33	LCB	20,14	54,97	4,24	97,12	133,27	66,96	72,15
34	LBA	31,81	66,26	14,33	85,36	111,53	67,44	70,00
35	LBM	38,96	68,19	14,33	91,59	119,62	68,89	71,71
36	LSF	29,14	62,75	3,56	84,55	111,03	63,67	67,10
37	MLMC	35,91	66,62	17,88	92,45	120,92	82,69	69,59
38	MDBMJ	37,87	71,64	17,36	103,74	132,00	82,36	77,05
39	MCZJ	31,10	67,55	8,96	94,88	117,82	69,27	77,61
40	MLC	27,55	66,04	15,45	90,11	105,24	54,96	68,43
41	RAS	34,81	64,23	9,34	98,18	131,03	70,50	69,83
42	RPS	34,69	68,89	7,55	90,48	119,05	69,74	67,77
43	RLN	27,40	64,54	17,15	102,86	133,00	77,66	83,40
44	RBM	42,94	73,33	18,20	95,18	121,75	75,46	70,24
45	TAL	36,98	65,69	12,48	97,60	128,03	70,49	75,87
46	VN	36,46	71,61	11,81	91,35	119,58	73,90	75,52
47	VOS	27,33	62,64	12,45	87,53	117,00	71,55	64,71
48	VD	44,68	71,46	2,33	82,95	117,36	69,64	70,97
49	VMH	39,52	68,50	16,12	93,07	114,76	67,80	75,53
50	WP	30,12	61,39	16,09	106,37	136,79	77,44	78,83

APÊNDICE A3 cont. – Valores obtidos no grupo G3 (radiografias no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
01	AMSA	41,67	126,01	87,04	6,03	0,92	60,35	63,76
02	ASC	37,68	112,29	79,84	0,21	-8,40	50,25	60,12
03	ASC	32,87	119,48	69,37	-3,89	-16,19	52,36	63,31
04	ALP	30,90	112,10	66,26	-0,30	-8,96	53,80	56,26
05	APCS	36,41	117,53	83,51	2,33	-2,88	51,91	64,16
06	APAL	34,57	118,72	77,22	3,23	1,14	53,03	63,95
07	APR	39,31	120,58	78,94	5,34	-2,63	56,96	61,78
08	AFF	32,96	111,20	69,50	2,13	-5,57	51,04	59,11
09	BRI	31,31	108,74	65,74	-0,73	-9,44	48,43	57,47
10	CPM	36,21	119,95	79,46	-4,75	-15,87	55,59	62,01
11	CVC	43,46	121,59	85,36	-2,69	-6,30	54,91	64,33
12	CPV	35,36	119,83	77,98	-2,70	-15,19	53,14	64,08
13	CFG	33,32	118,58	75,53	4,00	4,58	50,43	67,08
14	DMA	34,38	103,39	69,53	4,71	-2,41	44,28	58,06
15	DTM	39,38	117,31	75,12	-1,07	-3,91	50,42	65,86
16	DLF	37,40	138,40	95,86	-5,98	-20,86	54,26	80,21
17	ELCAC	32,13	119,55	73,05	0,39	-9,97	53,71	63,65
18	FD	35,32	125,11	76,03	2,71	-1,18	55,63	67,61
19	FS	36,53	124,94	81,85	2,23	-4,55	54,33	68,82
20	FNR	34,84	112,47	79,06	-5,66	-9,59	54,51	55,16
21	FHCC	36,88	132,84	84,98	1,11	-0,85	56,38	76,03
22	GCP	33,97	109,77	78,68	0,63	0,28	48,50	60,20
23	GGF	37,89	114,86	87,04	9,19	5,81	54,03	58,85
24	GLB	39,39	121,13	79,69	0,68	-2,03	53,51	66,04
25	GLKP	38,65	118,30	80,94	-4,71	-5,81	54,53	62,08
26	HMJ	34,73	129,90	90,19	0,35	-9,36	56,25	71,19

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
01	AMSA	5,21	5,47	4,97	3,31	22,47	69,07
02	ASC	2,28	0,57	1,38	3,91	21,38	71,11
03	ASC	5,78	3,96	-0,57	4,54	24,23	58,06
04	ALP	4,56	3,63	1,09	-2,52	20,94	59,11
05	APCS	5,56	3,73	4,06	9,25	22,85	71,06
06	APAL	2,52	3,70	1,81	2,06	24,11	65,04
07	APR	-3,09	3,33	1,52	11,07	20,71	65,46
08	AFF	0,97	2,95	1,16	2,82	20,71	62,50
09	BRI	1,87	3,48	-0,17	-0,66	18,76	60,46
10	CPM	4,37	4,78	1,02	0,28	24,37	66,24
11	CVC	2,93	1,74	3,14	11,70	25,64	70,20
12	CPV	3,84	8,47	-0,12	4,86	20,71	65,08
13	CFG	2,09	0,76	-0,56	7,53	31,91	63,69
14	DMA	3,43	5,74	0,17	-3,21	20,53	67,25
15	DTM	5,19	5,19	1,66	7,44	26,19	64,04
16	DLF	6,51	8,79	1,03	14,03	35,94	69,26
17	ELCAC	5,62	8,16	0,86	-3,63	23,93	61,10
18	FD	2,41	2,50	2,01	8,33	27,63	60,77
19	FS	8,19	7,66	1,88	3,31	27,23	65,51
20	FNR	4,75	0,96	1,62	4,57	23,76	70,30
21	FHCC	4,92	6,48	1,96	7,04	35,92	63,97
22	GCP	5,92	4,61	0,55	2,95	27,16	71,67
23	GGF	2,13	4,93	3,89	0,21	19,75	75,78
24	GLB	3,49	2,14	2,68	9,97	26,32	65,79
25	GLKP	4,46	-1,19	3,89	8,24	25,24	68,42
26	HMJ	4,99	5,04	1,63	-2,51	27,20	69,43

APÊNDICE A3 cont. – Valores obtidos no grupo G3 (radiografias no Radiocef)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
27	HSM	38,63	114,38	78,79	0,72	0,46	52,54	60,66
28	IPS	151,25	147,17	95,94	-3,86	-26,36	63,01	79,99
29	IBS	36,77	114,95	81,72	8,04	13,45	51,51	62,34
30	JASSOJ	41,51	121,73	87,57	-4,29	-11,78	57,33	62,06
31	JFC	29,16	105,81	68,82	2,74	-3,25	51,17	53,31
32	LGM	32,46	112,91	68,44	-1,09	-11,04	47,68	63,36
33	LCB	44,26	118,94	91,59	-6,85	-2,86	52,05	64,57
34	LBA	34,02	116,82	80,35	-0,94	-6,32	50,44	64,17
35	LBM	32,72	118,55	69,77	2,91	3,58	50,26	67,31
36	LSF	36,66	106,36	71,83	-4,23	-2,18	42,73	62,99
37	MLMC	32,72	124,99	83,99	3,20	-10,64	45,87	76,53
38	MDBMJ	36,66	136,90	86,38	-0,31	-12,79	57,23	77,23
39	MCZJ	43,27	124,55	83,80	-3,37	-11,17	57,49	64,87
40	MLC	37,35	104,77	73,23	-1,14	-8,16	50,87	51,71
41	RAS	34,49	121,24	77,93	5,58	5,19	51,72	68,95
42	RPS	34,10	118,90	77,95	-0,16	-5,64	50,04	67,12
43	RLN	40,31	133,14	95,24	-0,14	-6,74	56,58	74,42
44	RBM	36,94	125,53	72,56	0,60	-6,83	51,22	72,83
45	TAL	35,91	125,25	78,96	2,69	0,55	55,47	68,53
46	VN	40,16	128,27	81,70	-4,29	-12,82	55,62	70,25
47	VOS	34,97	115,03	82,52	0,28	-6,90	44,62	69,12
48	VD	30,95	123,06	69,10	-4,28	0,28	53,51	67,72
49	VMH	32,60	117,87	70,17	-3,05	-12,87	51,48	64,01
50	WP	39,96	131,07	88,4	6,42	-2,00	55,92	73,73

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
27	HSM	7,99	3,10	1,47	-0,83	24,78	68,89
28	IPS	-1,18	8,47	1,88	1,07	28,80	65,19
29	IBS	2,47	1,43	1,53	2,46	30,06	71,09
30	JASSOJ	10,50	5,03	3,90	1,29	22,76	71,93
31	JFC	5,97	6,88	0,47	-3,18	18,72	65,04
32	LGM	4,23	4,07	3,66	4,03	21,26	60,62
33	LCB	3,12	1,96	2,76	11,77	36,15	77,01
34	LBA	0,42	4,81	1,51	3,35	26,17	68,78
35	LBM	9,20	6,33	1,39	-2,86	28,04	58,85
36	LSF	5,81	-2,10	8,18	13,64	26,48	67,53
37	MLMC	7,19	11,05	-2,73	-1,96	28,47	67,20
38	MDBMJ	3,21	9,40	2,06	0,59	28,26	63,09
39	MCZJ	-1,35	-0,48	2,17	5,95	22,95	67,29
40	MLC	4,30	3,96	0,82	1,66	15,13	69,9
41	RAS	2,22	2,65	1,61	5,17	32,84	64,28
42	RPS	5,41	6,23	0,23	6,82	28,58	65,56
43	RLN	5,95	7,38	1,40	0,90	30,14	71,53
44	RBM	4,84	7,82	1,92	-2,95	26,57	57,80
45	TAL	7,50	7,67	-2,48	7,63	30,43	63,04
46	VN	3,35	4,42	4,19	7,32	28,23	63,69
47	VOS	4,34	6,64	0,78	2,78	29,47	71,74
48	VD	5,41	2,56	2,12	10,83	34,41	56,15
49	VMH	4,86	5,52	0,39	-2,05	21,69	59,53
50	WP	3,19	9,71	0,09	8,69	30,42	67,45

APÊNDICE A4 – Valores obtidos no grupo G4 (Dentofacial Planner)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	SNA	SNB	ANB	I/.NA	/I.NB	I./I	PoOr. GoGn
01	AMSA	83.9	77.6	6.3	31.5	21.4	120.8	18.3
02	ASC	82.5	77.6	4.9	22.5	24.5	128.1	20.5
03	ASC	78.3	73.7	4.6	25.2	26.5	123.6	32.1
04	ALP	85.0	80.3	4.7	23.6	27.8	124.0	32.4
05	APCS	83.5	76.8	6.7	30.0	26.5	116.7	18.6
06	APAL	81.9	78.9	2.9	16.1	29.7	131.3	22.7
07	APR	86.6	80.3	6.3	10.0	25.7	138.0	24.4
08	AFF	83.7	78.3	5.4	13.5	23.3	137.8	25.5
09	BRI	81.9	78.3	3.6	17.2	28.0	131.2	25.7
10	CPM	80.2	75.6	4.6	24.9	28.9	121.7	30.0
11	CVC	78.8	76.8	2.0	17.5	21.9	138.6	19.9
12	CPV	80.9	75.7	5.2	22.0	33.6	119.3	24.4
13	CFG	87.0	86.0	0.9	22.4	19.5	137.2	25.1
14	DMA	90.9	85.3	5.6	23.9	31.8	118.6	26.0
15	DTM	78.5	77.8	0.7	27.3	26.2	125.9	23.3
16	DLF	83.3	80.2	3.1	24.4	24.6	127.8	33.4
17	ELCAC	84.3	78.4	5.8	25.5	38.6	110.1	26.6
18	FD	78.8	75.3	3.5	17.4	21.3	137.7	23.6
19	FS	83.5	78.6	5.0	31.8	29.9	113.4	25.1
20	FNR	78.8	78.1	0.7	22.1	19.2	138.0	21.6
21	FHCC	80.2	77.7	2.5	22.9	27.7	126.8	27.7
22	GCP	83.2	82.5	0.7	27.6	26.6	125.1	21.0
23	GGF	88.9	81.3	7.6	13.0	36.5	122.8	13.1
24	GLB	81.8	79.2	2.5	24.7	19.2	133.6	19.5
25	GLKP	79.1	79.1	0.0	22.4	14.6	143.0	20.4
26	HMJ	78.3	74.2	4.1	24.2	24.1	127.5	22.0

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	SN.GoMe	SN.Gn	H.NB	Co-A	Co-Gn	Ena-Me	S-N
01	AMSA	29.5	66.7	15.7	99.8	123.6	66.6	75.7
02	ASC	31.8	69.9	11.4	87.8	108.5	64.0	65.2
03	ASC	47.2	75.9	12.2	81.7	107.9	70.8	64.3
04	ALP	39.6	64.1	15.6	87.7	110.2	60.6	73.2
05	APCS	28.8	65.8	11.4	95.0	116.8	66.4	75.5
06	APAL	35.8	66.7	16.3	92.2	116.6	67.0	72.5
07	APR	33.7	66.2	13.1	99.9	120.7	67.1	74.5
08	AFF	37.5	65.8	15.1	89.7	111.7	62.3	71.9
09	BRI	36.3	67.4	15.9	84.4	104.8	62.0	67.9
10	CPM	38.6	71.0	18.5	87.5	111.7	65.9	70.7
11	CVC	30.6	68.6	8.8	87.2	114.3	69.3	73.0
12	CPV	35.7	71.2	15.0	87.2	110.4	68.5	69.5
13	CFG	36.5	64.2	7.8	86.7	119.6	65.6	67.7
14	DMA	29.5	60.8	17.3	85.5	106.7	60.3	66.2
15	DTM	33.7	66.7	7.8	93.8	120.4	66.6	75.8
16	DLF	35.6	70.8	16.2	82.1	119.7	86.2	72.3
17	ELCAC	36.8	66.7	19.2	95.2	118.4	67.0	73.9
18	FD	39.1	69.6	9.5	95.0	121.6	69.7	75.8
19	FS	36.6	68.8	14.3	89.3	117.9	72.7	71.5
20	FNR	29.4	67.0	12.5	86.3	109.9	58.6	70.1
21	FHCC	39.7	71.6	13.5	91.9	127.1	78.3	71.2
22	GCP	29.2	63.7	12.6	83.9	111.8	62.4	68.4
23	GGF	23.4	61.7	15.8	103.5	122.3	62.0	77.1
24	GLB	30.0	64.7	11.0	97.9	125.3	68.1	77.5
25	GLKP	29.0	63.2	7.3	93.2	120.1	63.8	78.7
26	HMJ	33.7	71.1	18.8	95.4	124.3	75.6	77.8

APÊNDICE A4 cont. – Valores obtidos no grupo G4 (Dentofacial Planner)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I/I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
27	HSM	81.8	80.7	1.1	32.6	25.7	120.6	16.3
28	IPS	89.5	81.5	8.0	19.0	20.5	132.5	34.6
29	IBS	88.2	87.3	0.9	17.6	20.1	141.4	16.4
30	JASSOJ	79.2	75.8	3.5	36.8	27.2	112.5	18.9
31	JFC	84.3	78.9	5.4	26.8	34.7	113.1	24.3
32	LGM	77.6	70.9	6.6	22.4	26.9	124.0	28.5
33	LCB	91.8	95.4	-3.6	24.4	19.6	139.6	26.0
34	LBA	84.2	80.6	3.6	8.9	18.7	148.8	22.0
35	LBM	79.5	78.6	0.9	35.4	30.1	113.6	23.0
36	LSF	78.8	79.1	-0.2	35.0	11.6	133.6	20.7
37	MLMC	83.9	77.7	6.2	26.2	38.5	109.0	33.3
38	MDBMJ	81.3	75.5	5.8	20.7	30.8	122.7	28.1
39	MCZJ	81.5	77.8	3.8	8.2	13.8	154.3	23.8
40	MLC	81.3	77.6	3.7	27.0	28.1	121.1	20.1
41	RAS	87.1	83.7	3.3	20.0	21.2	135.5	25.8
42	RPS	81.1	78.7	2.4	23.3	26.6	127.6	25.4
43	RLN	83.3	80.2	3.1	23.9	30.3	122.6	22.9
44	RBM	78.7	74.0	4.8	24.0	28.0	123.3	28.6
45	TAL	84.8	83.2	1.6	30.3	28.6	119.5	28.8
46	VN	77.4	73.3	4.1	24.3	23.2	128.4	27.8
47	VOS	92.0	87.5	4.5	21.9	30.9	122.6	25.4
48	VD	72.3	75.1	-2.8	32.4	17.5	132.9	29.7
49	VMH	79.7	75.7	4.0	24.7	26.9	124.4	31.3
50	WP	93.3	87.1	6.3	22.2	36.6	115.0	25.7

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
27	HSM	27.9	63.2	11.4	90.3	114.9	62.9	73.5
28	IPS	35.0	66.7	9.2	101.5	130.5	89.0	77.7
29	IBS	26.8	61.6	8.7	92.0	122.6	63.7	66.3
30	JASSOJ	26.8	67.1	16.6	95.2	119.9	66.4	77.4
31	JFC	34.0	65.6	18.7	87.9	106.0	57.1	68.7
32	LGM	40.3	72.4	13.2	85.9	108.2	67.6	68.8
33	LCB	22.8	54.8	3.7	94.4	130.7	68.4	73.1
34	LBA	33.0	65.8	13.1	88.2	114.4	67.6	69.2
35	LBM	38.6	68.4	14.6	88.1	117.4	68.9	70.2
36	LSF	29.5	63.2	2.3	81.9	111.6	63.1	66.5
37	MLMC	43.9	73.0	16.0	95.2	123.6	82.1	72.8
38	MDBMJ	38.5	71.6	17.0	99.9	129.9	81.2	78.2
39	MCZJ	31.0	66.7	8.4	92.3	115.6	69.4	77.3
40	MLC	29.3	65.7	15.9	89.8	106.6	55.4	68.7
41	RAS	36.6	64.6	8.9	92.6	124.2	70.4	71.6
42	RPS	37.1	69.7	6.5	89.5	119.4	71.2	68.0
43	RLN	28.8	65.1	15.7	101.5	131.5	77.0	83.5
44	RBM	43.3	73.4	17.0	94.2	119.7	75.8	70.9
45	TAL	39.3	65.9	12.3	95.5	124.4	70.9	75.5
46	VN	37.3	71.1	11.3	89.5	117.0	73.3	75.8
47	VOS	28.1	62.4	11.9	86.2	116.7	72.8	65.7
48	VD	46.3	72.2	0.6	81.8	117.6	71.4	69.5
49	VMH	41.3	69.3	16.5	91.3	113.0	67.4	74.7
50	WP	31.8	62.4	17.0	104.9	136.5	76.0	77.5

APÊNDICE A4 cont. – Valores obtidos no grupo G4 (Dentofacial Planner)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
01	AMSA	41.2	124.6	85.3	3.8	-1.1	59.1	63.8
02	ASC	35.3	112.9	76.9	1.3	-5.9	51.0	59.7
03	ASC	31.2	119.5	66.7	-0.2	-8.9	51.1	65.4
04	ALP	30.3	112.2	63.6	-0.4	-7.4	53.4	56.6
05	APCS	34.8	117.1	80.7	2.3	-4.4	52.9	63.1
06	APAL	34.0	117.5	73.8	2.7	0.8	51.6	64.3
07	APR	37.9	123.0	79.7	3.8	-4.2	59.3	61.6
08	AFF	31.8	111.5	65.1	4.2	-0.9	51.1	59.6
09	BRI	30.3	107.2	65.3	0.1	-6.0	47.6	57.9
10	CPM	33.8	120.1	76.0	-3.1	-14.1	56.1	61.8
11	CVC	41.6	122.1	84.0	-2.9	-6.0	54.7	65.6
12	CPV	35.4	118.1	76.2	0.3	-9.3	52.4	63.7
13	CFG	32.6	118.8	73.5	6.7	11.1	53.4	64.1
14	DMA	32.8	103.0	69.3	2.2	-4.0	44.1	57.7
15	DTM	38.5	119.8	75.5	-2.5	-4.4	53.7	65.1
16	DLF	37.0	137.6	93.0	-6.1	-19.8	54.6	80.6
17	ELCAC	31.9	117.8	73.1	2.6	-5.9	52.6	63.6
18	FD	34.3	125.0	75.5	2.8	-0.4	56.3	67.3
19	FS	36.2	125.2	79.0	3.3	-1.3	54.7	69.2
20	FNR	34.5	112.7	76.6	-5.9	-10.3	54.4	55.3
21	FHCC	38.0	133.0	81.3	0.6	-2.2	55.6	76.4
22	GCP	32.8	109.7	76.1	-0.1	-0.3	48.1	60.7
23	GGF	36.5	116.3	84.1	8.7	4.1	55.5	59.4
24	GLB	39.0	120.7	80.7	0.7	-1.0	53.4	66.1
25	GLKP	38.1	118.2	81.8	-4.6	-4.3	54.9	61.5
26	HMJ	32.5	129.4	83.7	-1.8	-10.5	55.5	71.7

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
01	AMSA	6.4	3.8	5.1	2.4	23.8	68.5
02	ASC	2.8	1.5	0.7	4.1	20.7	68.1
03	ASC	4.6	3.8	0.4	3.1	26.2	55.8
04	ALP	4.7	4.5	1.8	-2.5	22.5	56.7
05	APCS	4.7	4.2	4.4	7.9	21.8	68.9
06	APAL	2.2	3.5	1.5	1.1	24.4	62.8
07	APR	-2.1	2.7	1.8	10.1	20.8	64.8
08	AFF	0.6	2.9	1.4	3.1	22.0	58.4
09	BRI	1.9	2.8	0.1	-0.3	20.4	60.9
10	CPM	3.3	4.0	0.7	0.4	24.2	63.3
11	CVC	3.3	2.1	3.4	9.8	27.1	68.8
12	CPV	4.2	8.4	0.3	3.7	23.2	64.5
13	CFG	2.3	0.9	0.8	8.0	32.9	61.9
14	DMA	4.5	5.5	1.1	-3.3	21.3	67.3
15	DTM	6.1	4.3	1.6	7.3	26.6	63.0
16	DLF	6.9	7.9	0.1	9.5	37.6	67.6
17	ELCAC	4.7	7.6	0.5	-3.7	23.2	62.0
18	FD	2.4	2.6	1.9	8.7	26.6	60.4
19	FS	8.9	7.2	2.6	2.9	28.6	63.1
20	FNR	3.6	0.7	1.6	1.1	23.7	68.0
21	FHCC	4.9	6.5	2.2	6.4	35.2	61.1
22	GCP	5.4	4.8	1.2	3.1	27.9	69.4
23	GGF	0.6	5.1	3.8	0.2	18.8	72.3
24	GLB	3.7	1.1	2.7	8.4	27.4	66.8
25	GLKP	4.5	-1.4	4.1	6.5	26.8	69.2
26	HMJ	7.1	5.0	1.7	-1.7	28.9	64.7

APÊNDICE A4 cont. – Valores obtidos no grupo G4 (Dentofacial Planner)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
27	HSM	33.3	113.4	76.9	1.2	2.6	51.0	60.2
28	IPS	45.2	136.2	90.1	-2.5	-21.1	51.0	81.5
29	IBS	35.4	113.0	79.4	6.6	12.4	49.3	62.1
30	JASSOJ	40.8	121.6	86.1	-4.6	-11.3	56.0	63.5
31	JFC	29.9	106.3	65.5	2.5	-4.2	51.0	54.1
32	LGM	30.1	113.4	66.9	-2.0	-12.8	48.0	63.8
33	LCB	40.7	119.9	87.1	-5.3	0.5	52.1	64.8
34	LBA	32.9	114.8	76.0	2.6	0.3	48.3	64.8
35	LBM	31.9	117.8	70.7	2.7	4.5	49.5	66.9
36	LSF	34.4	106.7	72.2	-3.6	1.5	44.0	61.8
37	MLMC	31.0	132.5	79.4	2.5	-11.1	53.3	77.1
38	MDBMJ	35.2	136.2	85.3	0.0	-11.2	57.4	77.0
39	MCZJ	42.9	123.4	83.2	-3.6	-11.6	55.9	65.2
40	MLC	35.2	103.9	69.8	-1.3	-7.9	49.7	52.3
41	RAS	33.2	122.5	74.6	6.1	6.4	52.9	68.2
42	RPS	33.5	119.4	75.3	1.1	-2.2	49.4	68.8
43	RLN	38.9	133.6	92.6	-3.1	-10.8	57.6	73.2
44	RBM	37.4	126.3	72.2	0.7	-6.9	52.3	71.3
45	TAL	35.0	125.8	74.8	3.4	0.0	56.0	68.2
46	VN	38.7	127.6	78.1	-5.3	-14.3	55.7	69.7
47	VOS	34.9	114.8	79.9	2.8	-1.3	43.1	70.7
48	VD	30.3	122.3	65.7	-3.5	1.3	51.3	69.7
49	VMH	31.5	118.3	67.6	-2.7	-12.8	52.8	63.1
50	WP	39.6	131.8	86.8	8.3	2.7	57.4	73.0

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>N-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
27	HSM	7.5	2.5	2.5	-1.6	24.6	67.9
28	IPS	0.5	6.7	1.8	0.0	29.0	66.1
29	IBS	3.0	2.0	1.6	2.3	30.5	70.3
30	JASSOJ	10.7	4.9	4.2	1.8	24.7	70.8
31	JFC	5.4	7.2	0.8	-2.0	18.1	61.7
32	LGM	4.2	4.1	3.8	2.0	22.2	59.0
33	LCB	2.8	1.5	3.2	11.5	36.4	72.6
34	LBA	-0.2	2.7	2.2	3.8	26.2	66.2
35	LBM	9.4	6.0	1.1	-2.4	29.2	60.0
36	LSF	6.8	-2.3	8.3	13.3	29.8	67.7
37	MLMC	6.8	12.0	-2.3	-2.1	28.4	59.9
38	MDBMJ	3.6	8.6	1.9	0.1	30.0	62.6
39	MCZJ	-1.7	0.0	2.6	5.6	23.3	67.4
40	MLC	4.4	3.3	0.8	0.9	16.8	67.1
41	RAS	2.5	3.0	1.5	5.0	31.6	60.9
42	RPS	4.6	5.3	0.4	6.8	29.9	63.0
43	RLN	6.5	6.9	2.2	2.4	30.0	69.3
44	RBM	4.8	7.8	1.7	-1.8	25.5	57.2
45	TAL	5.7	6.3	-3.0	7.9	28.9	59.5
46	VN	3.9	3.5	4.2	6.1	27.4	61.2
47	VOS	3.4	6.4	1.5	-1.6	30.5	69.6
48	VD	4.8	2.0	2.4	11.0	35.9	53.7
49	VMH	3.9	5.4	-0.1	-2.5	21.7	57.2
50	WP	3.6	9.4	0.3	8.7	31.6	65.9

APÊNDICE A5 – Valores obtidos no tempo 2 (T2) no grupo G1 (método manual)

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SNA</i>	<i>SNB</i>	<i>ANB</i>	<i>I/.NA</i>	<i>/I.NB</i>	<i>I./I</i>	<i>PoOr. GoGn</i>
02	ASC	82,5	78,0	4,5	22,0	22,0	131,0	20,5
06	APAL	81,5	78,5	3,0	17,0	29,0	131,0	22,5
11	CVC	79,0	77,0	2,0	18,5	22,0	137,5	19,5
23	GGF	88,0	81,5	6,5	11,5	35,5	121,5	12,5
24	GLB	82,0	80,0	2,0	26,5	21,0	131,0	19,5
25	GLKP	77,5	77,5	0,0	20,0	14,0	146,0	21,0
35	LBM	80,0	78,5	1,5	36,0	28,5	114,0	22,5
39	MCZJ	80,5	77,5	3,0	9,5	11,5	155,5	23,5
44	RBM	78,0	73,5	4,5	24,5	27,5	124,0	29,5
45	TAL	83,5	83,0	0,5	31,0	27,0	121,0	28,5

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>SN.GoMe</i>	<i>SN.Gn</i>	<i>H.NB</i>	<i>Co-A</i>	<i>Co-Gn</i>	<i>Ena-Me</i>	<i>S-N</i>
02	ASC	31,5	69,5	13,5	89,5	111,0	63,5	65,0
06	APAL	36,5	67,0	16,5	92,5	117,0	67,5	73,0
11	CVC	30,0	69,0	9,0	90,0	117,0	68,5	73,0
23	GGF	23,5	62,0	15,0	102	121,0	62,5	77,5
24	GLB	31,0	64,5	11,5	97,5	124,5	68,0	77,5
25	GLKP	31,0	64,0	5,5	93,5	121,0	63,0	80,0
35	LBM	39,5	68,0	14,0	89,5	119,5	68,5	70,5
39	MCZJ	31,5	66,0	8,5	92,0	116,0	68,5	78,0
44	RBM	44,0	74,0	17,5	93,0	119,5	75,5	70,5
45	TAL	39,5	66,5	11,0	96,5	127,0	70,5	76,0

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>S-Ar</i>	<i>N-Me</i>	<i>S-Go</i>	<i>A-Nperp</i>	<i>P-Nperp</i>	<i>N-Ena</i>	<i>EnA-Gn</i>
02	ASC	35,5	113,0	77,5	1,5	-5,0	51,5	59,5
06	APAL	34,5	118,0	73,5	3,0	1,5	51,5	64,5
11	CVC	41,5	122,5	85,5	-3,5	-7,0	56,0	65,0
23	GGF	36,5	116,0	84,0	8,5	5,0	55,5	59,5
24	GLB	38,5	121,0	79,5	1,0	0,0	53,5	65,5
25	GLKP	38,0	119,0	79,0	-5,0	-4,5	56,5	60,5
35	LBM	32,0	118,0	69,5	4,0	7,0	50,0	59,5
39	MCZJ	42,5	123,0	81,5	-4,0	-10,5	55,5	64,5
44	RBM	36,5	126,0	71,5	0,0	-7,0	52,0	72,0
45	TAL	34,5	125,5	74,5	3,0	0,0	56,0	65,5

<i>Pac.</i>	<i>Ident.</i>	<i>I/-NA</i>	<i>/I-NB</i>	<i>P-NB</i>	<i>H-nariz</i>	<i>Dif.</i>	<i>Prop.</i>
02	ASC	5,5	2,0	1,0	2,5	21,5	68,5
06	APAL	2,5	3,5	2,0	0,0	24,5	62,2
11	CVC	3,0	2,0	3,5	10,0	27,0	69,7
23	GGF	1,5	4,5	3,5	0,5	19,0	72,4
24	GLB	4,0	2,0	2,5	8,0	27,0	65,7
25	GLKP	4,5	-1,0	4,5	7,5	27,5	66,3
35	LBM	9,5	6,0	1,5	-2,0	24,0	58,5
39	MCZJ	-1,0	-1,0	2,5	6,0	24,0	66,2
44	RBM	6,0	8,0	1,5	-3,0	26,5	59,3
45	TAL	7,5	6,5	-4,0	8,5	30,5	59,3

APÊNDICE A6 – Valores obtidos no tempo 2 (T2) no grupo G2 (traçado no Radiocef)

Pac.	Ident.	SNA	SNB	ANB	I/.NA	/I.NB	I./I	PoOr. GoGn
02	ASC	82,39	77,52	4,87	22,70	22,45	129,99	20,72
06	APAL	81,88	78,84	3,04	16,40	28,88	131,68	21,94
11	CVC	78,51	76,15	2,36	18,66	20,76	138,22	19,33
23	GGF	88,45	81,31	7,15	16,21	35,21	121,43	12,35
24	GLB	81,66	79,50	2,16	26,59	20,67	130,58	19,77
25	GLKP	77,35	77,45	-0,11	20,27	14,17	145,66	20,96
35	LBM	80,01	78,60	1,40	36,27	28,96	113,36	22,05
39	MCZJ	80,52	77,39	3,13	9,22	11,83	155,83	23,36
44	RBM	78,53	73,97	4,55	24,97	27,57	122,91	28,72
45	TAL	83,25	82,53	0,72	30,54	27,53	121,21	28,28

Pac.	Ident.	SN.GoMe	SN.Gn	H.NB	Co-A	Co-Gn	Ena-Me	S-N
02	ASC	31,72	69,72	13,00	89,58	111,69	63,46	65,15
06	APAL	35,85	66,60	16,79	93,08	117,16	67,37	73,09
11	CVC	30,10	68,75	8,65	90,68	117,51	68,55	73,02
23	GGF	22,74	61,43	16,38	102,54	121,42	62,12	77,74
24	GLB	30,64	64,23	11,01	98,11	125,01	67,85	78,09
25	GLKP	31,32	63,89	5,36	94,04	121,18	63,74	80,04
35	LBM	39,19	67,99	14,04	90,09	119,75	67,98	71,08
39	MCZJ	31,49	66,22	7,88	92,45	116,65	69,27	78,31
44	RBM	43,69	73,74	17,86	93,04	119,47	75,49	70,49
45	TAL	39,91	66,62	11,72	96,84	127,30	70,40	75,89

Pac.	Ident.	S-Ar	N-Me	S-Go	A-Nperp	P-Nperp	N-Ena	EnA-Gn
02	ASC	35,36	112,59	76,74	1,08	-5,34	51,21	59,71
06	APAL	34,94	117,74	73,64	2,97	1,25	51,52	64,31
11	CVC	41,03	122,28	84,67	-3,25	-6,81	55,6	64,61
23	GGF	36,71	115,53	84,60	8,12	3,77	55,09	59,31
24	GLB	38,77	120,47	79,14	0,89	-0,10	53,64	65,78
25	GLKP	38,48	119,26	78,93	-4,88	-4,07	56,22	61,29
35	LBM	32,14	117,71	69,79	4,06	6,32	50,31	65,81
39	MCZJ	41,99	122,83	81,48	-3,98	-10,94	55,30	65,18
44	RBM	36,08	125,70	71,92	0,87	-6,04	51,86	71,68
45	TAL	34,41	125,51	73,84	3,05	0,00	56,22	68,41

Pac.	Ident.	I/.NA	/I-NB	P-NB	H-nariz	Dif.	Prop.
02	ASC	3,51	2,06	1,55	2,71	22,11	68,16
06	APAL	2,30	3,80	1,49	-0,13	24,08	62,55
11	CVC	3,23	2,50	3,97	9,83	26,83	69,24
23	GGF	1,46	4,35	3,36	-0,29	18,87	73,23
24	GLB	4,35	2,04	2,53	8,23	26,90	65,70
25	GLKP	5,07	-0,94	4,56	7,86	27,14	66,18
35	LBM	9,53	6,14	1,16	-2,19	29,67	59,29
39	MCZJ	-1,11	-1,00	2,64	6,17	24,20	66,34
44	RBM	5,87	7,82	1,65	-2,57	26,43	57,22
45	TAL	7,03	6,45	-4,30	8,28	30,46	58,83

APÊNDICE A7 – Valores obtidos no tempo 2 (T2) no grupo G3 (radiografias no Radiocef)

Pac.	Ident.	SNA	SNB	ANB	I/.NA	/I.NB	I./I	PoOr. GoGn
02	ASC	83,55	78,52	5,03	22,03	25,93	127,01	18,18
06	APAL	83,61	80,41	3,20	14,87	29,67	132,26	18,96
11	CVC	79,00	76,75	2,26	20,1	25,72	131,92	19,76
23	GGF	91,97	83,88	8,08	19,02	37,49	115,41	13,00
24	GLB	82,28	79,55	2,73	23,20	20,98	133,09	20,69
25	GLKP	82,19	80,65	1,54	19,10	15,38	143,98	22,64
35	LBM	79,22	78,58	0,64	36,85	33,57	108,94	21,25
39	MCZJ	81,51	77,93	3,58	9,65	14,39	152,39	24,06
44	RBM	78,54	73,54	4,99	25,61	29,45	119,95	28,33
45	TAL	84,32	82,08	2,23	31,32	27,89	118,56	29,08

Pac.	Ident.	SN.GoMe	SN.Gn	H.NB	Co-A	Co-Gn	Ena-Me	S-N
02	ASC	28,34	68,86	12,96	88,65	109,73	63,65	65,73
06	APAL	32,65	65,40	16,60	93,42	117,58	67,55	72,80
11	CVC	29,16	68,28	9,24	90,26	116,30	68,22	73,61
23	GGF	20,64	59,92	17,46	102,82	122,61	61,73	75,61
24	GLB	30,73	64,74	10,16	99,51	125,33	68,59	77,56
25	GLKP	28,42	60,51	2,85	93,52	118,33	64,16	79,43
35	LBM	38,29	68,86	14,41	90,36	120,26	68,82	70,07
39	MCZJ	30,36	66,43	8,42	94,16	119,5	68,84	77,45
44	RBM	42,25	74,31	17,40	95,32	120,83	75,49	70,57
45	TAL	39,25	65,97	13,02	96,07	124,11	71,07	76,01

Pac.	Ident.	S-Ar	N-Me	S-Go	A-Nperp	P-Nperp	N-Ena	EnA-Gn
02	ASC	35,71	113,14	81,11	1,32	-5,90	51,27	59,64
06	APAL	35,60	117,31	78,57	4,32	4,03	50,54	64,74
11	CVC	42,96	122,60	85,69	-4,00	-8,13	55,54	64,94
23	GGF	36,82	114,83	86,80	8,26	3,28	54,70	58,51
24	GLB	39,24	121,73	80,63	0,49	-2,59	53,93	66,23
25	GLKP	38,82	115,79	79,94	-4,54	-6,28	52,15	61,57
35	LBM	33,49	118,20	71,46	3,82	6,63	49,81	67,05
39	MCZJ	41,66	123,81	84,10	-4,70	-13,46	56,36	64,60
44	RBM	37,59	127,01	75,55	0,17	-9,09	53,29	71,76
45	TAL	34,92	125,89	74,51	2,04	-1,88	55,96	67,92

Pac.	Ident.	I/.NA	/I.NB	P-NB	H-nariz	Dif.	Prop.
02	ASC	2,73	2,72	1,02	3,07	21,08	71,69
06	APAL	2,47	3,88	1,82	0,00	24,17	66,98
11	CVC	3,06	2,60	3,70	10,16	26,04	69,89
23	GGF	1,51	5,49	3,80	0,04	19,80	75,66
24	GLB	3,14	2,25	1,99	10,29	25,82	66,23
25	GLKP	3,52	0,02	4,85	10,69	24,81	69,04
35	LBM	10,29	6,22	0,42	4,31	29,90	60,46
39	MCZJ	-1,15	0,21	2,50	6,16	25,34	67,93
44	RBM	4,38	7,79	1,13	-2,23	25,51	59,48
45	TAL	6,35	8,01	-1,10	5,79	28,04	59,19

APÊNDICE A8 – Valores obtidos no tempo 2 (T2) no grupo G4 (DentofacialPlanner)

Pac.	Ident.	SNA	SNB	ANB	I/-NA	/I.-NB	I./I	PoOr. GoGn
02	ASC	82,1	77,5	4,7	22,2	22,2	130,9	20,3
06	APAL	81,4	78,4	3,3	16,3	28,9	131,8	22,6
11	CVC	78,0	76,1	1,9	19,2	21,4	137,5	19,5
23	GGF	88,1	81,1	7,1	16,4	35,3	121,3	12,4
24	GLB	81,7	79,6	2,2	25,9	21,6	130,3	19,6
25	GLKP	77,2	77,1	0,2	20,2	13,6	146,1	21,0
35	LBM	79,8	78,5	1,3	36,2	28,4	114,0	22,4
39	MCZJ	80,6	77,3	3,3	9,4	11,8	155,6	23,5
44	RBM	77,7	73,6	4,1	24,8	27,9	123,2	30,7
45	TAL	83,4	82,9	0,6	30,8	27,2	121,5	28,8

Pac.	Ident.	SN.GoMe	SN.Gn	H.NB	Co-A	Co-Gn	Ena-Me	S-N
02	ASC	31,5	69,9	12,9	89,1	111,0	63,1	64,9
06	APAL	36,3	67,0	17,0	92,5	116,8	67,2	72,8
11	CVC	30,0	69,3	9,0	89,9	117,4	68,5	72,8
23	GGF	23,2	61,7	16,5	102,1	121,0	62,0	77,4
24	GLB	31,0	64,6	11,8	97,8	124,2	67,7	77,5
25	GLKP	31,0	64,0	5,1	93,7	120,7	63,1	79,9
35	LBM	39,3	68,3	14,0	89,6	119,4	68,3	70,6
39	MCZJ	31,4	66,4	8,3	92,1	116,3	68,5	77,9
44	RBM	44,1	74,2	17,6	92,6	119,2	75,4	70,5
45	TAL	39,6	66,5	11,4	96,7	126,9	70,7	75,6

Pac.	Ident.	S-Ar	N-Me	S-Go	A-Nperp	P-Nperp	N-Ena	EnA-Gn
02	ASC	35,5	112,5	77,1	1,1	-5,3	51,3	59,4
06	APAL	34,4	117,7	73,3	2,6	1,4	51,6	64,4
11	CVC	41,2	122,7	85,2	-3,6	-6,5	55,9	65,0
23	GGF	36,3	115,6	84,2	8,3	4,2	55,2	59,4
24	GLB	38,6	120,7	79,1	1,3	0,4	53,9	65,4
25	GLKP	38,2	119,0	78,9	-5,1	-4,8	56,5	60,6
35	LBM	32,0	117,7	69,5	4,0	6,5	49,9	66,2
39	MCZJ	42,6	122,8	81,6	-3,9	-10,6	55,9	64,6
44	RBM	36,3	125,9	71,7	-1,4	-9,4	52,2	71,4
45	TAL	34,2	125,5	74,0	2,6	-0,4	55,8	68,5

Pac.	Ident.	I/-NA	/I.-NB	P-NB	H-nariz	Dif.	Prop.
02	ASC	3,6	2,0	1,2	2,3	21,9	68,5
06	APAL	2,9	4,4	2,3	-0,4	24,3	62,3
11	CVC	3,6	2,3	3,9	9,6	27,5	69,4
23	GGF	1,5	4,7	3,4	-0,2	18,9	72,9
24	GLB	4,0	2,2	2,3	8,0	26,5	65,6
25	GLKP	4,9	-1,1	4,9	8,0	27,0	66,3
35	LBM	9,6	6,2	1,4	-2,1	29,8	59,0
39	MCZJ	-1,2	-0,8	2,9	5,6	24,2	66,5
44	RBM	6,2	7,8	1,7	-2,8	26,6	56,9
45	TAL	7,2	6,4	-4,1	8,4	30,2	59

GLOSSÁRIO

GLOSSÁRIO

Análise cefalométrica automatizada – análise cefalométrica realizada pelo computador, com o auxílio de programas desenvolvidos especificamente para este fim, de forma interativa.

Bit – unidade de medida que representa a intensidade de informação registrada do pixel. Assim, a quantidade de bits informa a tonalidade de cinza, de preto ou branco da imagem digitalizada. É a menor unidade de informação digital. Permite a representação de dois estados tais como ligado ou desligado, preto ou branco, presente ou ausente. Quando concatenados em uma cadeia de n bits, permitem a representação de 2^n estados.

Captura, captação ou aquisição da imagem – processo pelo qual o estado de objetos físicos são introduzidos em um sistema que armazena sua representação, ou seja, sua imagem. Esta entrada é realizada por sensores, que compõem dispositivos como câmera de vídeo, câmera digital, câmera de infravermelho ou scanner. Estes sensores captam as reflexões de ondas eletromagnéticas (luz, raios X) ou mecânicas (ultra-som, som). Tais representações podem ser armazenadas digitalmente, em um arquivo.

Clipper – compilador da linguagem utilizada pelos gerenciadores de bancos de dados dBase (veja dBase). Estes gerenciadores utilizam uma linguagem interpretada, onde a cada instrução seu código é gerado e executado. A interpretação é um processo lento que envolve um maior número de passos intermediários na execução de um código. Já a compilação torna a execução mais rápida, além de permitir uma distribuição do código executável sem que o usuário precise conhecer o código fonte para executá-lo.

Convolução da imagem – a convolução é a operação básica para operar filtros sobre uma imagem.

dBase – sistema de gerenciamento de bancos de dados, produzido pela Ashton Tate Co. (a versão original era chamada Vulcan). O formato de armazenamento de dados do dBase tem se tornado um padrão de fato, sendo suportado por quase todos os gerenciadores de bancos de dados e sistemas de planilhas. Mesmo sistemas que não utilizam o formato dBase são capazes de importar e exportar dados no formato dBase. Alinham-se aos produtos de gerenciamento de bancos de dados ligados que não possuem um modelo lógico como o modelo relacional ou orientado a objetos.

Densidade óptica da radiografia – grau de escurecimento da radiografia. Este escurecimento é medido pela transmitância (fator pelo qual um objeto atenua a intensidade de luz). Tomando-se os fluxos de fótons no meio incidente (I_1) e no meio transmitido (I_2) a transmitância é calculada pela razão I_2/I_1 . A densidade óptica (DO) é dada pela escala logarítmica dessa razão: $\log(I_2/I_1)$.

Digitalização de imagem – transformação de uma imagem em dígitos. Tal transformação é realizada por conversores analógico-digitais (A/D) a partir de sensores posicionais ou dispostos em arranjos matriciais ou vetoriais. Dos conversores A/D resultarão dados digitais (em bits) que codificam cada intensidade de radiação ou posição recebida. Esta intensidade indica o nível de cinza ou posição adquirida.

Digitalizador, pointer ou cursor – instrumento de marcação dos pontos cefalométricos na película radiográfica ou nos traçados cefalométricos. É necessário, para o seu funcionamento, de uma base de sensores (mesa). Os cursores podem ser do tipo lápis ou cursor do tipo mira.

Digitalizador sônico – digitalizador que prescinde de um objeto plano sensor para marcar os pontos. Utilizado para efetuar demarcações faciais, diretamente sobre a pele.

Disco rígido – conhecido também como H.D. Dispositivo de armazenamento massivo de dados cujo acesso aos dados armazenados é aleatório. Os dados são recuperados por cabeças magnéticas de leitura/gravação alocadas em um braço escamoteável. Os dados são dispostos magneticamente sobre um disco de metal. É hoje o dispositivo fixo de armazenamento mais popular.

Dpi (dot per inch) - unidade de medida de resolução de uma imagem em um meio. É dada por pontos por polegada quadrada. Quanto maior seu valor, mais densa a imagem. Pode ser utilizada para medir a capacidade de um dispositivo de impressão (impressoras matriciais, jatos de tinta, laser); de aquisição (scanners, câmeras); ou de exibição (monitores, televisores).

Equalização – técnica de processamento de imagem em que se busca distribuir uniformemente o número de pixels de acordo com suas intensidades de níveis de cinza, partindo de uma escala original para uma escala destino (normalmente entre preto (mínimo) e branco (máximo)). É comum que tais imagens aumentem o contraste entre objetos escuros e claros, sendo útil na identificação visual de bordas em traçados cefalométricos.

Espectroscopia espacial – conjunto de operações, considerando as variáveis de posição de pixels em uma imagem, podendo ser usado para efetuar o reconhecimento de estruturas em uma imagem.

Filtragem – técnica na qual o processo de formação (funções ou processos aleatórios) de um sinal é considerado na construção de dispositivos ou algoritmos para suprimir ruídos ou melhorar a qualidade de uma imagem.

Hardware – o meio físico no qual um sistema lógico existe. Trata-se do equipamento propriamente dito: o microcomputador, trabalhando em conjunto com o monitor de vídeo e os periféricos indispensáveis à entrada e saída dos dados, como a mesa digitalizadora, a impressora e o scanner.

Linguagem Actor – é uma linguagem que facilita a implementação de sistemas distribuídos, usando aspectos como passagem de mensagens, concorrência e programação funcional.

Linguagem Basic – acrônimo para Beginner's All-purpose Symbolic Instruction Code. Linguagem capaz de operar com matemática, textos e arquivos. É uma das linguagens mais comumente utilizadas nos microcomputadores, pois permite um alto nível de interação do operador com o sistema, sendo de fácil aprendizado e aplicação. É uma das mais simples linguagens de programação de alto nível. A versão mais popular é aquela embutida no ambiente Visual Basic da Microsoft, adicionando aspectos de orientação a objetos ao Basic padrão. Os programas Word e Excel, por exemplo, vêm com uma versão desta linguagem com a qual os usuários podem escrever programas para automatizar ou personalizar estas aplicações.

Linguagem Fortran – acrônimo para FORMula TRANslator. É a linguagem de programação de alto nível mais antiga, tendo sido projetada nos anos 50. Popular até hoje em aplicações científicas que utilizam intensivamente cálculos matemáticos e de engenharia.

Linguagem Pascal – linguagem projetada por Niklaus Wirth com o intuito de tornar-se uma linguagem de aprendizado. Tornou-se bastante popular no meio acadêmico, pela sua robustez sintática e simplicidade. Existem padrões de Pascal (ANSI por exemplo), mas os padrões proprietários são os mais utilizados e

conhecidos (Borland). Foram adicionados aspectos de orientação a objetos, gerando, por exemplo, o Object Pascal que é nativo do ambiente de desenvolvimento Delphi (Borland).

MB (Megabyte) - unidade de medida de informação digital. Corresponde a 1024×1024 bytes. Um byte corresponde a 8 bits (ver bit).

Memória RAM – RAM é uma sigla para Random Access Memory (Memória de Acesso Aleatório). Dispositivo semiconductor de armazenamento transitório para dados e programa cujo conteúdo é volátil, isto é, uma vez sem alimentação de energia, o conteúdo não se mantém.

Mesa digitalizadora – equipamento utilizado para identificar os pontos na imagem radiográfica em um sistema de coordenadas cartesianas. Usada em associação com um digitalizador.

MHz (Megahertz) – unidade múltipla de medida de frequência. 1 Hertz corresponde a uma ocorrência de um evento por segundo. O prefixo mega indica um múltiplo de um milhão. Portanto, 1 MHz corresponde a um milhão de ocorrências em um segundo.

Monitor de vídeo - dispositivo de exibição de imagens. Os analógicos possuem entradas de intensidade, sincronismo e varredura contínuas e são utilizados em aplicações específicas que demandam alta qualidade de definição de cores. Os digitais permitem a entrada de imagens digitalizadas e são os comumente usados nos microcomputadores pessoais. Os vetoriais permitem a entrada de posições e entidades geométricas (linhas, elipses, retângulos, arcos, etc).

Pixels – sigla para PICTURE ELEMENT. É a menor unidade de uma imagem digital. Em uma imagem com duas dimensões o pixel é localizado em coordenadas cartesianas. Sua forma em um dispositivo é uma das medidas de sua qualidade.

Placa de vídeo – dispositivo que permite a um computador enviar sinais de imagem a um dispositivo de saída gráfica, normalmente o monitor.

Processador – unidade de um computador cuja função é executar as instruções de controle, lógico-aritméticas e de entrada e saída microprogramadas em uma pastilha semicondutora. Modelos típicos de processadores são Intel Pentium III, AMD Athlon, Motorola Powerpc, etc.

Programa de traçado cefalométrico – programa de computador destinado à realização de medições e análises cefalométricas, a partir da identificação dos pontos anatômicos em questão.

Printer – impressora.

Plotter – dispositivo de saída gráfica, cujos dados para impressão são vetoriais. São mais adequados a programas que utilizem intensivamente imagens vetoriais (primitivas geométricas). Devido à crescente velocidade de impressão das impressoras, estas vêm substituindo os plotters nos traçadores cefalométricos.

Resolução espacial da imagem – capacidade de um sistema de imagens reproduzir o contraste de objetos de vários tamanhos. De particular interesse, os de menor tamanho. Para monitores gráficos, significa o número de pontos (pixels) que há sobre toda a tela. Por exemplo, uma tela que pode mostrar 640 por 480 pixels é capaz de mostrar 640 pixels sobre cada uma das 480 linhas, ou ainda 300.000 pixels. Isto pode ser traduzido em pontos por polegada (dpi). Um monitor

de 15 polegadas, por exemplo, pode exibir nessa resolução de 640 por 480 pixels, 50 pontos por polegada quadrada ou 50 dpi.

Scanner – dispositivo para digitalização de imagens.

Software – representação lógica de um processo. Programa desenvolvido para ser utilizado no microcomputador, de forma a desempenhar funções específicas.

SVGA – Abreviação de Super VGA. Um conjunto de padrões gráficos projetados para oferecer uma resolução maior que o padrão VGA. Cada padrão Super VGA fornece diferentes resoluções: 800 por 600 pixels, 1024 por 768 pixels, 1280 por 1024 pixels ou 1600 por 1200 pixels. Todos os padrões suportam 16 milhões de cores, mas o número de cores que podem ser exibidos é limitado pela quantidade de memória presente na placa de vídeo. Os padrões SVGA são desenvolvidos por um consórcio de fabricantes de monitores e placas de vídeo chamado VESA.

VGA - Abreviação de Vídeo Graphics Array. Um sistema de exibição para PCs desenvolvido pela IBM. No modo texto, os sistemas VGA fornecem uma resolução de 720 por 400 pixels. No modo gráfico, as resoluções são 640 por 480 (com 16 cores) ou 320 por 200 (com 256 cores). A paleta de cores do padrão VGA podem ter 262.144 cores. Foi introduzido em 1987, e desde então vários outros padrões têm surgido (SVGA por exemplo). Contudo, tornou-se um padrão para modos inferiores de resolução.
