

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

LEANDRO NOGUEIRA DE CARVALHO BRITO

**UTILIZAÇÃO DE TÉCNICAS DE VISÃO COMPUTACIONAL
PARA ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS PONTOS
CEFALOMÉTRICOS EM RADIOGRAFIAS ORTODÔNTICAS.**

**BAURU
2009**

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

LEANDRO NOGUEIRA DE CARVALHO BRITO

**UTILIZAÇÃO DE TÉCNICAS DE VISÃO COMPUTACIONAL
PARA ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS PONTOS
CEFALOMÉTRICOS EM RADIOGRAFIAS ORTODÔNTICAS.**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado ao Centro de Ciências Exatas e
Sociais Aplicadas com parte dos requisitos
para obtenção do título de bacharel em
Ciência da Computação, sob orientação do
Prof. Dr. Ronaldo Martins da Costa.

**BAURU
2009**

LEANDRO NOGUEIRA DE CARVALHO BRITO

**UTILIZAÇÃO DE TÉCNICAS DE VISÃO COMPUTACIONAL
PARA ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS PONTOS
CEFALOMÉTRICOS EM RADIOGRAFIAS ORTODÔNTICAS.**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências Exatas e Sociais Aplicadas com parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Ciência da Computação, sob orientação do Prof. Dr. Ronaldo Martins da Costa.

Banca Examinadora:

Prof. Ms. Dr. Ronaldo Martins da Costa
Orientador

Prof. Ms. Elvio Gilberto da Silva

Prof. Esp. André Luiz Ferraz Castro

Bauru
2009

Dedico este trabalho, com muito carinho aos meus pais Rosely e Jefferson, a minha namorada Luciana e aos vários amigos que fiz durante esta graduação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço muito a minha mãe Rosely que sempre me apoiou e fez de tudo para que minha graduação pudesse ser concluída. Ao meu pai Jefferson que me ajudou desde o início do curso, fazendo tudo o que estava ao seu alcance. A minha namorada Luciana que em muitas vezes não pude dar atenção suficiente, mas que em nenhum momento deixou de me incentivar.

Aos meus grandes amigos: Silas, Raoni, Glauber, André, Léo, Rafael, Gigliotti, Thiago, Fernando, Felipe, Júlio, Marcos, Ricardo, Raphael entre outros que muito me ajudaram durante esses anos de estudo e compartilharam comigo momentos inesquecíveis tanto na universidade como fora dela.

À Dr. Ana Paula Rabello de M. Carvalho e ao Dr. Renato Savi de Carvalho, que me deram toda a orientação sobre o traçado cefalométrico e disponibilizaram as teleradiografias utilizadas neste trabalho.

Ao meu professor e orientador Ronaldo Martins da Costa que tornou possível a concretização deste trabalho e ao professor coordenador Élvio que sempre dedicou sua atenção aos alunos do curso.

*“Quando ouvires os aplausos do triunfo, que ressoem também aos teus ouvidos os risos que provocaste com os teus fracassos.”
(Josemaría Escrivá)*

RESUMO

Este estudo teve como objetivo a implementação de um *software* que trace e calcule os pontos cefalométricos através de uma telerradiografia captada por uma câmera fotográfica e disponibilizada digitalmente, tendo como foco a precisão, automatização e o ganho de tempo quando se comparado aos processos manuais realizados por ortodontistas e radiologistas odontológicos, para o diagnóstico de possíveis problemas existentes na estrutura craniana humana. Com a visão computacional pode-se extrair diversos dados das radiografias analisadas para que fosse aplicado o melhor método de reconhecimento de padrões, a fim de tornar automática a detecção dos principais pontos da análise cefalométrica de McNamara para que seja possível, de alguma forma, auxiliar os profissionais da área que não possuem recursos computacionais para executar a análise cefalométrica computadorizada ou mesmo para os estudantes em formação. Com a linguagem C e a biblioteca *OpenCV* foi realizado desenvolvimento do algoritmo de detecção, através de técnicas de processamento de imagens como: filtros, segmentação, binarização, detecção de bordas etc, executadas com alta velocidade de processamento.

Palavras-chave: Cefalometria. Traçado cefalométrico. Análise cefalométrica. McNamara. C. Opencv. Visão computacional.

ABSTRACT

This study aimed to implement a software trace and calculate the landmarks through a chest captured by a camera and made available digitally, with a focus on precision, automation and time saving when compared to manual processes performed by orthodontists and dental radiologists for the diagnosis of possible problems in the human cranial structure. With computer vision can extract data from several X-rays were applied to the best method of pattern recognition in order to make automatic detection of the main points of McNamara cephalometric analysis to be possible in some way, help the professionals who do not have computer resources to run the computerized cephalometric analysis or even for students in training. With the C language and library OpenCV development was carried out of the detection algorithm, using techniques of image processing such as filtering, segmentation, binarization, edge detection etc., carried out with high-speed processing..

Keywords: Cephalometry. Cephalometric tracing. Cephalometric analysis. McNamara. C. Opencv. Computer Vision.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Telerradiografia lateral.....	17
Figura 2 – Representação do desenho anatômico com os pontos cefalométricos...21	21
Figura 3 – Telerradiografia com desenho anatômico e pontos cefalométricos.....23	23
Figura 4 – Representação dos traçados cefalométricos.....26	26
Figura 5 – Análise cefalométrica de Mcnamara.....29	29
Figura 6 - Imagem original.....36	36
Figura 7 - Gaussiano (5x) Borramento.....36	36
Figura 8 - Filtro Laplaciano (detecção de arestas).....36	36
Figura 9 - Filtro Passa-Altas (detecção de arestas 'mais forte').....36	36
Figura 10 - Filtro Sobel Hx (relevo horizontal mais sensível).....37	37
Figura 11 - Filtro Sobel Hy (relevo vertical mais sensível).....37	37
Figura 12 – Fórmula da distância entre dois pontos.....40	40
Figura 13 – Cálculo da Tangente de um ângulo.....40	40
Figura 14 – Fórmula do ângulo entre 3 pontos com 2 pontos conhecidos.....41	41
Figura 15 – Fórmula da distância <i>Euclidiana</i>41	41
Figura 16 – Fórmula da distância <i>Chessboard</i>41	41
Figura 17 – Fórmula da distância <i>City Block</i> (ou <i>Manhattan</i>).....41	41
Figura 18 – Teleradiografia 1 digitalizada.....45	45
Figura 19 – Teleradiografia 2 digitalizada.....45	45
Figura 20 – Teleradiografia 3 digitalizada.....45	45
Figura 21 – Teleradiografia 4 digitalizada.....45	45
Figura 22 – Teleradiografia 5 digitalizada.....46	46
Figura 23 – Função MorphologyEx.....47	47
Figura 24 – Binarização da imagem gerada pela função MorphologyEx.....47	47
Figura 25 – Teleradiografia 5.....47	47
Figura 26 – Função cvCornerHarris.....49	49
Figura 27 – Binarização da imagem gerada pelo filtro CornerHarris.....49	49
Figura 28 – Filtro Robert.....50	50
Figura 29 – Binarização da imagem gerada pelo filtro Roberts.....50	50
Figura 30 – Teleradiografia 1 após processamento.....51	51
Figura 31 – Teleradiografia 2 após processamento.....51	51
Figura 32 – Teleradiografia 3 após processamento.....52	52

Figura 33 – Teleradiografia 4 após processamento.....	52
Figura 34 – Teleradiografia 5 após processamento.....	52

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Principais pontos craniométricos.....	23
Quadro 2 – Filtros frequentemente utilizados em PDI.....	36
Quadro 3 – Dados dos pacientes.....	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultado da cefalometria realizada manualmente e pelo software.....	54
Tabela 2 – Diferença de resultado obtido pelo software em mm.....	55
Tabela 3 – Porcentagem de erro do software em relação ao método manual.....	55

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 1.....	56
Gráfico 2 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 2.....	56
Gráfico 3 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 4.....	57
Gráfico 4 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 5.....	57

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 HISTÓRIA DA CEFALOMETRIA	16
3 IMPORTÂNCIA DA CEFALOMETRIA RADIOGRÁFICA	19
4 CEFALOGRAMA	21
4.1 PONTOS CEFALOMÉTRICOS	22
4.2 LINHAS E PLANOS CEFALOMÉTRICOS	24
4.3 ANÁLISE DE MCNAMARA	27
5 VISÃO COMPUTACIONAL	31
6 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS E SINAIS	33
6.1 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO.....	34
6.1.1 Segmentação de imagens	34
6.1.2 Binarização ou Thresholding	34
6.1.3 Morfologia Matemática.....	35
6.1.4 Filtros	36
6.2 PROCESSAMENTO DIGITAL EM DIAGNÓSTICOS	37
7 GEOMETRIA ANALÍTICA	40
7.1 EQUAÇÕES	40
7.1.1 Distância entre dois pontos	40
7.1.2 Ângulo entre 3 pontos com 2 pontos conhecidos	40
7.1.3 Distância entre pixels.....	41
8 MATERIAIS E MÉTODOS	43
8.1 LINGUAGEM C	43
8.1.2 OpenCv.....	44
8.2 TELERADIOGRAFIAS	44
8.3 O ALGORITMO DE DETECÇÃO	46
8.3.1 Cálculo das distâncias lineares e angulares.....	50
9 RESULTADOS	54
10 CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
REFERÊNCIAS	61

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Segundo Pereira (1997), a informática encontrou terreno fértil na Cefalometria Radiográfica e nos tratamentos longos da ortodontia. Os ortodontistas começaram usar os computadores muito cedo, confundindo-se, no início, o foco da informática na ortodontia e na odontologia.

De acordo com Duarte (2008, p. 2) a cefalometria é um método padrão de avaliação das relações dentárias e esqueléticas, que faz parte dos exames ortodônticos utilizados para se avaliar o crescimento facial, plano de tratamento, monitoramento e diagnóstico, baseando-se em uma telerradiografia, normalmente em norma lateral.

Moreira (1998, p. 124) explica que as cefalometrias são usadas em ortodontia, ortopedia e cirurgia para análise de problemas e definição de procedimentos. As medidas são feitas sobre radiografias, passadas para o meio digital a partir de um *scanner* equipado com leitor de transparências. As vantagens do uso de um *software* sobre o processo tradicional são a precisão e o ganho de tempo. Com a Internet e as imagens no formato digital podem-se discutir casos com outros profissionais da área, assim como, fazer avaliações mais precisas de um determinado caso ou situação.

De acordo com Rodrigues Junior e Pereira (1998), a cefalometria é um auxiliar de diagnóstico, assim como todas as radiografias em Odontologia e também em outras áreas voltadas à análise do corpo humano. O autor ressalta que transformando a radiografia em uma imagem digital estamos fazendo a imagem da imagem, ou seja, um espelho; por isso devemos ser exigentes com as radiografias e as imagens digitais delas provenientes, pois uma alteração comprometeria totalmente o resultado final, que é o diagnóstico.

Na aplicação da cefalometria é necessário o tracejado das linhas e marcação das interseções, ângulos, bissetrizes dos ângulos e distância linear. Quando este processo é feito manualmente pelo operador, ele calcula aproximadamente a posição. Mesmo que a técnica aplicada esteja correta e os procedimentos estejam exatos, sempre pode ocorrer erro humano. Ao contrário, através do computador pode-se executar esta operação com maior precisão.

Segundo Moreira (1998, p. 124) o uso das imagens digitalizadas é uma das principais tendências da odontologia. A aplicação das imagens eletrônicas vai desde a simples documentação até o apoio à tomada de decisões, tornando a cefalometria,

sem dúvida, uma das contribuições mais importantes realizadas até agora para o estudo do crescimento e desenvolvimento da ortodontia.

Pereira (2008), explica abaixo que ainda existem algumas limitações referentes à sobreposição de imagens na análise cefalométrica que surgiram a algumas décadas atrás.

As telerradiografias, com fins cefalométricos, chegaram a uma excelência, em qualidade de contraste. Porém, continuam com o mesmo problema inicial de 60 anos atrás: sobrepõem-se imagens da anatomia lateral de um lado e o outro da face.

Através da coleta bibliográfica foi possível identificar as informações sobre os tipos de análise, os materiais e as técnicas utilizadas, assim como a relação e importância deste procedimento como diagnóstico ortodôntico.

Com a pesquisa exploratória, foi possível descrever o fato explorando as descobertas mais importantes sobre a cefalometria.

Os principais objetivos deste trabalho foram: estudar particularmente a área de conhecimento ortodôntica 'Cefalometria', analisar algumas telerradiografias laterais, suas características, particularidades e diferenciais e implementar um *software* que indique prováveis pontos cefalométricos automaticamente realizando o cálculo das retas obtidas através deles, substituindo com muitas vantagens, o trabalho manual realizado por ortodontistas e radiologistas, para que de alguma forma seja possível contribuir para a área de odontologia, através da experiência de uso e construção do sistema.

A partir do método qualitativo, foi possível identificar as diversas faces do objeto de pesquisa, contrapondo e analisando os dados obtidos.

“Método descritivo-qualitativo se resume em um método preocupado com a profundidade da pesquisa. Nessas pesquisas os aspectos que podem ser definidos no projeto diferem quanto ao grau de estruturação.” (DOMINGUES, 2003, p. 116).

Baseando-se na grande utilização deste exame na área odontológica e partindo do princípio que nem todos profissionais da área e instituições de ensino possuem licenças para os famosos *softwares* de análise cefalométrica, seria possível a implementação de um programa que encontrasse os pontos automaticamente em uma telerradiografia digital, utilizando-se de técnicas de processamento de imagens e sinais e visão computacional, sem perder a precisão dos cálculos matemáticos?

HISTÓRIA DA CEFALOMETRIA

2 HISTÓRIA DA CEFALOMETRIA

“No século XVI, os artistas Dürer e da Vinci esboçaram uma série de faces humanas, com linhas retas, unindo estruturas anatômicas homólogas; variações nas linhas realçavam diferenças estruturais entre as faces. Mais tarde, os antropologistas criaram um instrumento, o craniostato, para avaliar crânios secos que aperfeiçoou a arte de comparações.” (MOYERS, 1991, p. 210)

Segundo Pereira, Mundstock e Berthold, (1998), Leonardo da Vinci (1452-1519) efetuou os primeiros estudos métricos da cabeça, estabelecendo proporções entre linhas e segmentos tão utilizados nos dias de hoje.

Ao redor de 1490, Leonardo da Vinci (1490) fez um desenho que se tornou muito famoso, O Homem Vitruviano, o qual descrevia uma figura masculina desnuda, em duas posições sobrepostas com os braços inscritos num círculo e num quadrado representando o ideal de perfeição, buscado durante a Renascença por todos os grandes artistas da época.

É sempre difícil determinar o que é normal nas coisas da natureza. Mais difícil quando se pretende estabelecer valores quantitativos normais, em seres vivos, especialmente o homem. No entanto, conscientes dessas dificuldades, em Cefalometria Radiográfica necessitamos de referências, ditas normais para determinar parâmetros comparativos (PEREIRA, 2008).

Segundo Fenelon (2008), os grandes avanços tecnológicos e científicos começaram a partir dos anos 70-80, permitindo um diagnóstico muito mais preciso. Desde então, a radiologia vem obtendo grande espaço na prática médica e odontológica. O advento de novos métodos diagnósticos fez surgir uma “nova” especialidade, a imagiologia.

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 (VASCONCELOS, 2000).

De acordo com Pereira, Mundstock e Berthold (1998) a cefalometria radiográfica teve seu marco inicial após a descoberta dos raios X, por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895. Ao surgir, herdou um valioso acervo de conhecimentos das artes e da craniometria. Assim, devemos levar em conta o período anterior ao advento da radiografia. Hipócrates (460-375 a.C.), pioneiro da antropologia física, ainda que não usasse medidas, deixou numerosas descrições de variações na forma dos crânios.

Os raios X são vibrações atômicas que originam-se quando um elétron livre, animado de grande velocidade, choca-se, dentro de um átomo pesado, com outro elétron satélite, passando de uma das órbitas profundas do átomo a outra, produzindo um desequilíbrio energético dentro deste átomo que se manifesta exteriormente pela emissão de uma radiação X. (PETRELLI, 1994, p.115).

Em 1931, Broadbent publicou um trabalho sobre um aparelho que permite a localização e imobilização da película e da cabeça do paciente para a tomada de radiografias. (PETRELLI, 1994, p. 115).

Petrelli (1994, p. 115) explica que este dispositivo permite padronizar as tomadas de radiografia, através do tempo, sempre com a mesma posição e distância. Devido às várias pesquisas sobre a Cefalometria, Broadbent é considerado o pai da Cefalometria Radiográfica. Para obter as imagens radiográficas são necessários aparelho de raios X e seus acessórios, bem como o conhecimento sobre o procedimento, o resultado final do procedimento pode ser visualizado abaixo através da Figura 1.



Figura 1 – Telerradiografia lateral

IMPORTÂNCIA DA CEFALOMETRIA

3 IMPORTÂNCIA DA CEFALOMETRIA RADIOGRÁFICA

Segundo Petrelli (1994, p. 116), a Cefalometria Radiográfica é uma técnica importante no diagnóstico, sendo fundamental para o estudo dos tratamentos, onde se faz necessário o conhecimento da estrutura esquelética da face.

O autor também explica que a cefalometria radiográfica é um auxiliar de grande importância, pois permite medir as necessidades de retrusão ou protrusão dos incisivos no sentido anteroposterior, com as conseqüentes alterações do perfil tegumentar.

De acordo com Pereira, Mundstock e Berthold (1998), a evolução das telerradiografias trouxe o melhoramento dos contrastes e clareza dos tecidos moles e duros, porém alguns problemas ainda permanecem como a posição da mandíbula na tomada da radiografia, e a confusa sobreposição dos acidentes anatômicos laterais, que se sobrepõem em um só plano da imagem.

O autor acima completa que esses empecilhos serão solucionados com o surgimento de radiografias tridimensionais, pois além das dificuldades em posicionar o paciente em perfil, também há o problema das assimetrias faciais.

A cefalometria tem sido parte integrante da Ortodontia, abrangendo a prática clínica, pesquisa e o ensino. [...] A análise cefalométrica é utilizada para descrever a posição da maxila e da mandíbula em relação à base do crânio, e entre os dentes e seus rebordos ósseos segundo plano sagital e vertical, e baseia-se na identificação de pontos esqueléticos e dentários. (Duarte, 2008, p.21).

Segundo Petrelli (1994, p. 116):

[...] a cefalometria fornece informações sobre dentes inclusos, ausência congênita de dentes, cistos e dentes supranumerários, além da possibilidade de avaliação das amígdalas e as vegetações adenóides e identificação de afecções como lábio e palato fissurados, macroglossia, fraturas e prognatismo do maxilar inferior.

Moyers (1988, p. 208) trata a Cefalometria como uma técnica radiográfica para resumir a cabeça humana dentro de um esquema geométrico, sendo utilizada para descrever a estrutura e o crescimento, diagnosticar anomalias, prever futuras afinidades, planejar o tratamento e avaliar os seus resultados. Através dela é possível realizar a comparação de padrões ideais e medições do tamanho, crescimento, modelo, estrutura, deformação e deslocamento do crânio.

CEFALOGRAMA

4 CEFALOGRAMA

Segundo Galvão (1986, p. 117), antes de iniciar os traçados de orientação, é necessário preparar a imagem através do desenho anatômico da face, para que seja possível obter uma orientação mais simplificada dos pontos de interesse (Figura 2).

O cefalograma é composto de um desenho anatômico e dos traçados de orientação. É elaborado sobre papel acetato, também chamado “ultraphan”, cuja face brilhante deve ficar em contato com o filme radiográfico e possui uma face opaca onde se faz o decalque. A folha deve ser adaptada ao filme com fita adesiva e o conjunto levado ao negatoscópio em ambiente obscurecido. O desenho anatômico é a representação gráfica de um mínimo de detalhes anatômicos que permitirão o traçado de orientação. (GALVÃO, 1986, p.117).

“O cefalograma é composto do desenho anatômico, onde são decalcadas as estruturas anatômicas principais, representadas por pontos, dentes e perfil mole.” (FERREIRA, 2001, p. 314).

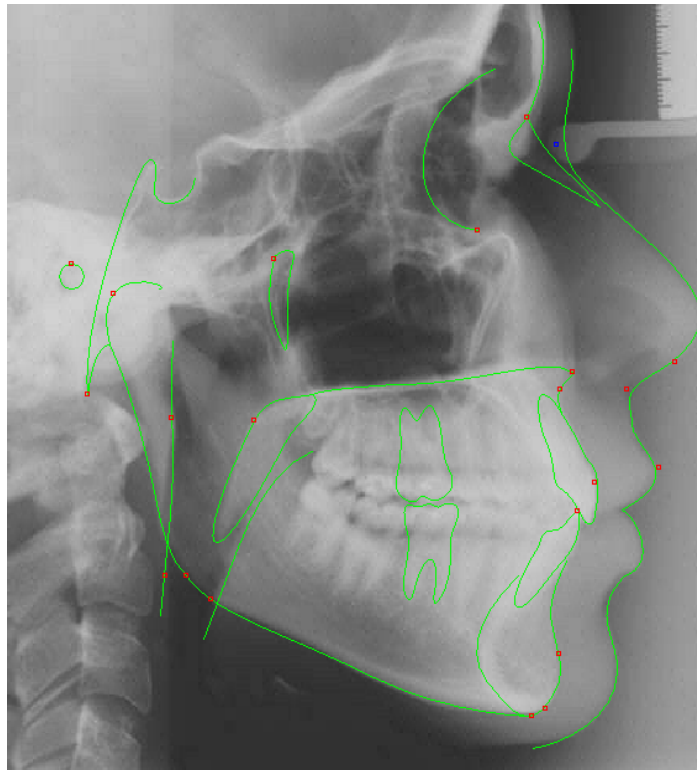


Figura 2 – Telerradiografia com desenho anatômico e pontos cefalométricos

Fonte: RadioCef 2000 módulo Cefalometria

Segundo o autor acima a telerradiografia deve ser colada em um papel transparente; sendo o papel “*ultraphan*” o mais indicado, pois possui uma face lisa, que é virada contra a radiografia e outra face áspera voltada para o profissional, onde ele irá desenhar as principais estruturas anatômicas. Tudo isso feito em cima do negatoscópio, onde essas estruturas anatômicas e perfil mole são perfeitamente visualizadas.

Ferreira (2001, p. 314) mostra que, fora do negatoscópio, os pontos cefalométricos são demarcados nas estruturas através de uma régua, passa-se então a unir os pontos entre si, de acordo com a análise escolhida, obtendo-se as linhas e planos cefalométricos.

De acordo com Galvão (1986, p. 117), o desenho anatômico deve constar de um perfil esquelético da glabella e ossos nasais, o contorno da sela túrcica, a fissura ptérigo-maxilar, cuja imagem é obtida pelo limite posterior do tuber da maxila, assemelhando-se a uma gota d’ água invertida. Posteriormente é realizado o delineamento das bordas inferiores dos contornos das órbitas e o traçado da maxila, que vai da espinha nasal anterior à espinha nasal posterior.

Dando continuidade ao desenho, Galvão (1986, p. 117) mostra que deve-se traçar o limite inferior do palato duro e o perfil alveolar que inicia-se a partir da espinha nasal anterior, descendo até o incisivo central. A mandíbula e as bordas inferiores são desenhadas, e suas linhas continuam para trás e para cima até a região goníaca. Para completar o desenho das estruturas duras, devem-se traçar os contornos dos incisivos centrais, superior e inferior desde as coroas até as raízes, e finalizando o desenho anatômico, deve-se traçar o perfil tegumentar, da glabella até completar o mento.

O autor acima também nos explica que depois de completado o desenho anatômico o traçado de orientação pode ser iniciado, definindo primeiramente os pontos de reparo cefalométricos.

4.1 PONTOS CEFALOMÉTRICOS

De acordo com Petrelli (1994, p. 118) os pontos craniométricos são pontos estabelecidos que servem como referências básicas para a determinação das linhas e ângulos a serem medidos, como especificados abaixo (Quadro 1) e demonstrados na Figura 3:

Ponto	Descrição
<i>Básio (Ba)</i>	Ponto mais inferior e posterior do rebordo anterior do forame magno
<i>Côndilo</i>	Ponto mais pósterio-superior do condílio mandibular
<i>Espinha nasal anterior (ENA)</i>	Ponto localizado na extremidade anterior e superior da maxila
<i>Gnatio (Gn)</i>	O ponto mais ínfero-anterior do mento
<i>Gônio (G)</i>	É o ponto mais posterior e inferior da curva entre o corpo e o ramo da mandíbula
<i>Mentoniano (M)</i>	Ponto mais inferior da curva da sínfise mentoniana
<i>Násio (N)</i>	Ponto no limite anterior da sutura frontonasal
<i>Orbitário (Or)</i>	Ponto mais inferior do contorno da órbita
<i>Pogônio (PG)</i>	Ponto mais anterior da eminência do mento
<i>Ponto "A" (A)</i>	Ponto mais posterior sobre a curvatura anterior da maxila, situado entre a espinha nasal anterior e a parte alveolar
<i>Pório (PO)</i>	Ponto mais superior do meato acústico externo
<i>Ptérigo-Maxilar (Ptm)</i>	Ponto mais pósterio-superior da fossa ptérigo-maxilar

Quadro 1 – Principais pontos craniométricos

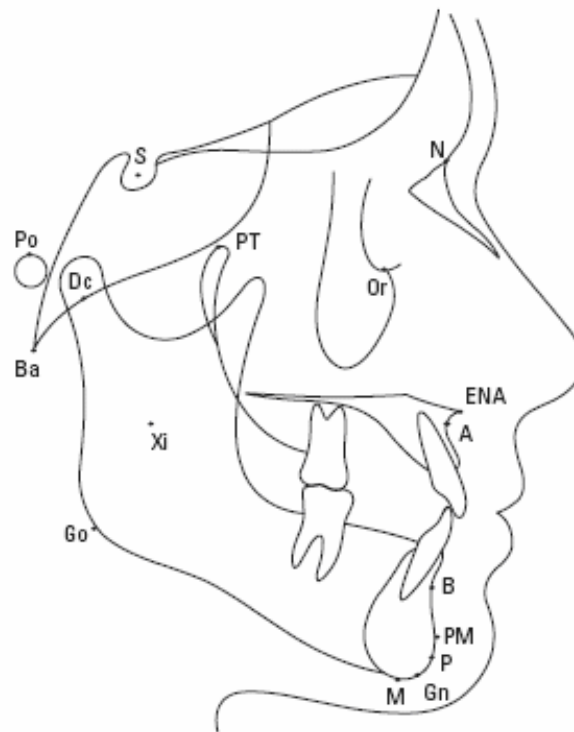


Figura 3 – Representação do desenho anatômico com os pontos cefalométricos.

4.2 LINHAS E PLANOS CEFALOMÉTRICOS

“Usaremos o termo “plano” toda vez que são implicados três pontos cefalométricos, para traçá-los, e “linha” para toda reata traçada a partir de dois pontos cefalométricos.” (PETRELLI, 1994, p. 120).

De acordo com Ferreira (2001, p. 314) a última parte que completa o cefalograma é a medição dos valores angulares e lineares obtidas dos entrecruzamentos desses traçados (Figura 4).

Segundo Petrelli (1994, p. 120), os principais planos e linhas de referência utilizando-se o método de análise cefalométrica são:

- *Linha Básio-Násio* (Ba – N) – Linha que vai do ponto Ba até N. Representa a base cranial. É a linha divisória entre a face e o crânio.
- *Plano de Frankfort* (Pó – Or) – Plano que passa pelos pontos Po-Or.
- *Linha da Face* (Plano facial N - Pg) – Linha que vai de N a Pg.
- *Plano Mandibular* (Go - M) – Passa pelo ponto Gônio e Mentoniano.
- *Linha Facial Superior* (N – Pt A) – Plano que liga o Násio ao Ponto A.
- *Linha Facial Inferior* (P + A - Pg) – Conhecida também como Plano Dentário, liga o Ponto “A” ao pogônio.
- *Linha Pterigóide* (Pt vertical) – Passa pelo ponto Pt e é perpendicular ao plano de Frankfort.
- *Linha Pt-Gn* (Pt-Gn) – Linha que passa pelos pontos Pterigóide e Gnatio.
- *Longo Eixo dos Incisivos Inferiores* - Linha que passa pelo longo eixo dos incisivos inferiores.
- *Longo Eixo dos Incisivos Superiores* – Linha que passa pelo longo eixo dos incisivos superiores.
- *Linha Ptérigo-Molar* – Linha que passa pelo ponto mais posterior da face distal do 1º molar superior até encontrar o plano pterigóide.
- *Linha Estética* (Linha “E”) – Passa pelo ponto mais anterior do nariz e pelo ponto localizado na parte mais inferior do queixo. É uma linha usada para o estudo dos tecidos moles.

Petrelli (1994, p. 121), a partir dos planos e linhas de referência explica a análise sumária dos 10 fatores, como mostrado a seguir:

1. *Eixo Facial*

É o ângulo formado pela linha Násio-Básio (N - Ba) com a linha que passa pelos pontos Pterigóide-Gnátio (Pt - GN). Sua norma clínica é de 90° , com uma variação clínica de mais ou menos 3° .

2. *Profundidade Facial*

É ângulo formado pelo plano de Frankfort (Pó - Or) e linha facial Násio-Pogônio (N - Pg). Norma clínica de 87° com uma variação de mais ou menos 3° .

3. *Plano Mandibular*

Ângulo formado pelo plano mandibular (Go - M) e o plano de Frankfort. Norma Clínica de 26° com uma variação clínica de mais ou menos 4° .

4. *Altura Facial Inferior*

Ângulo formado pela linha da Espinha Nasal Anterior e o ponto Xi (ENA - Xi) e pelo Eixo do Ramo (Xi - Pm). Norma clínica de 47° com uma variação clínica de mais ou menos 4° .

5. *Arco Mandibular*

Ângulo formado pelo Eixo do Ramo (Xi-Pm) e a linha do Eixo Condilar (Xi-Dc). Norma Clínica de 26° com uma variação de mais ou menos 4° .

6. *Convexidade do Ponto "A"*

É a distância entre o Ponto "A" e a linha facial (N - Pg). Esta medida dá a relação horizontal entre a maxila e a mandíbula. Os valores serão positivos quando estiverem à frente do ponto "A", e negativos quando situarem-se posteriormente em relação ao ponto "A". Norma Clínica de 2 mm com uma variação clínica de mais ou menos 2 mm.

7. *Posição do incisivo inferior ao "Ponto A - Pg"*

É a distância da borda do incisivo inferior até a linha facial inferior (pt.A - Pg). Os valores serão positivos quando estiverem à frente da linha facial e

negativos quando situarem-se posteriormente à linha facial. Norma Clínica de 1 mm com uma variação clínica de mais ou menos 2 mm.

8. *Inclinação do incisivo inferior*

Ângulo formado pelo longo eixo do incisivo inferior e a linha facial inferior (Pt.A – Pg). É o indicador da inclinação do incisivo inferior. Norma Clínica de 22°, com uma variação clínica de mais ou menos 4°.

9. *Posição do molar superior*

É a linha que passe pelo ponto mais posterior da face distal do 1º molar superior até a linha pterigóide. Norma clínica – é obtida pela soma da idade do paciente mais a grande de 3 mm. Variação clínica de mais ou menos 3 mm.

10. *Protusão do lábio inferior*

É a distância entre o lábio inferior e a linha “E” (Linha estética de Ricketts). É a relação entre o lábio, nariz e mento. Norma clínica de menos 2 mm com uma variação clínica de mais ou menos 2 mm.

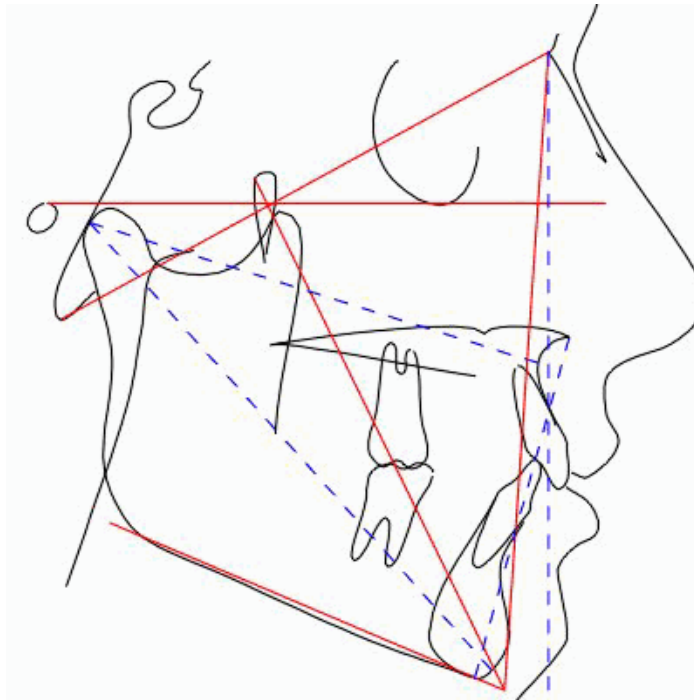


Figura 4 – Representação dos traçados cefalométricos

Segundo Ferreira (2001, p. 326), após a obtenção dos dados fornecidos pelo cefalograma, o clínico deverá analisar as medições lineares e angulares detalhadamente. O conjunto de medições nos fornece informações corretas quanto às anomalias existentes e sua localização. Somente a correta interpretação das grandezas cefalométricas permitirá um diagnóstico e plano de tratamento preciso.

[...] 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 aos métodos, 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. (VASCONCELOS, 2000).

4.3 ANÁLISE DE MCNAMARA

Segundo Proffit; Fields; Sarver (2007, p. 196), a análise de McNamara publicada em 1983, combina elementos das análises de Ricketts e Harvold porém com uma medição original a fim de tentar uma definição mais precisa da posição da maxila, da mandíbula e dos dentes. Os pontos utilizados como referência são o bázio-násio e o plano de Frankfurt.

Os autores acima explicam que os pontos chaves da análise de McNamara são: a relação entre a maxila e a mandíbula através do “násio perpendicular” e os dados normativos baseados na amostra de Bolton, mostrando que as medidas de McNamara são compatíveis com outras análises preliminares.

De acordo com Poletto (1994, p.38, apud MCNAMARA, 1984, p. 449-69) as vantagens desta análise resumidamente são:

1. Baseia-se principalmente em medições lineares em vez de angulares, deixando o planejamento de cirurgias ortognáticas mais fácil.
2. Método mais sensível na avaliação das alterações verticais quando se comparado a outras análises que utilizam o ângulo ANB, como a de STEINER. O ângulo ANB não é sensível ao componente vertical das displasias entre as bases ósseas o que pode causar equívocos.
3. Este procedimento analítico retorna informações sobre o crescimento facial, permitindo distinguir alterações que saem do padrão.

Poletto (1994, p. 38) explica que a análise de McNamara é simples, podendo ser explicada facilmente para pessoas leigas. Esta análise pode ser utilizada em

diversas aplicações clínicas podendo também ser modificada através de alterações e adições de novos procedimentos, dependendo do resultado que se quer chegar (Figura 5).

Segundo Poletto (1994, p. 38) para a utilização da análise cefalométrica de McNamara, resumidamente, deve-se seguir os seguintes passos:

1. Delinear o perfil dos tecidos moles.
2. Localizar o ponto pório e o orbital.
3. Traçar o plano de Frankfurt
4. Definir a estrutura nasal (Násio)
5. Determinar a linha N-perp
6. Definir o contorno da maxila
7. Delinear o contorno da mandíbula, incluindo o côndilo
8. Definir os dentes superiores e inferiores
9. Medir os seguintes valores:
 - a) Distância do ponto A à linha N-perp (ideal de 0 a 1 mm)
 - b) Da linha A-vertical à superfície vestibular dos incisivos superiores (ideal de 4 a 6 mm)
 - c) Da superfície vestibular dos incisivos inferiores à linha A-Pg (ideal de 1 a 3 mm)
 - d) Distância do Pogônio à linha N-perp (ideal dentadura mista -8 a -6 mm, para adulto do sexo feminino -4 a 0 mm e para adulto do sexo masculino -2 a +2 mm)
10. Determinar a fossa pterigomaxilar e o ponto Básio
11. Definir:
 - a) A linha Básio-Násio
 - b) O plano facial Násio-Pogônio
 - c) O plano Mandibular Gônio-Mentoniano
12. Traçar o eixo facial ligando a porção mais pósterio-superior da fissura pterigomaxilar ao Gnátio
13. Medir o ângulo do Eixo Facial (Básio-PTM-Gnátio) e subtrair deste valor 90°. Sendo 0° o valor normal para esta medida.
14. Medir o ângulo entre o plano mandibular e o de Frankfurt
15. Identificar o condílio (porção mais pósterio-superior do côndilo)

16. Medir o comprimento maxilar efetivo (Condílio-ponto A) e o comprimento mandibular (condílio-Gnático). Fator ampliação padrão: 8%.
17. Subtrair o comprimento da maxila da mandíbula, obtendo o diferencial maxilo-mandibular (ideal para dentadura mista: 20 mm, adulto do sexo feminino: 25 a 27 mm, adulto do sexo masculino: 30 a 33 mm).
18. Identificar a Espinha Nasal Anterior e o ponto Mentoniano e medir a distância entre esses dois pontos (ideal para a dentadura mista: 60 a 62 mm, adulto do sexo feminino: 65 a 67 mm, adulto do sexo masculino: 70 a 73 mm).

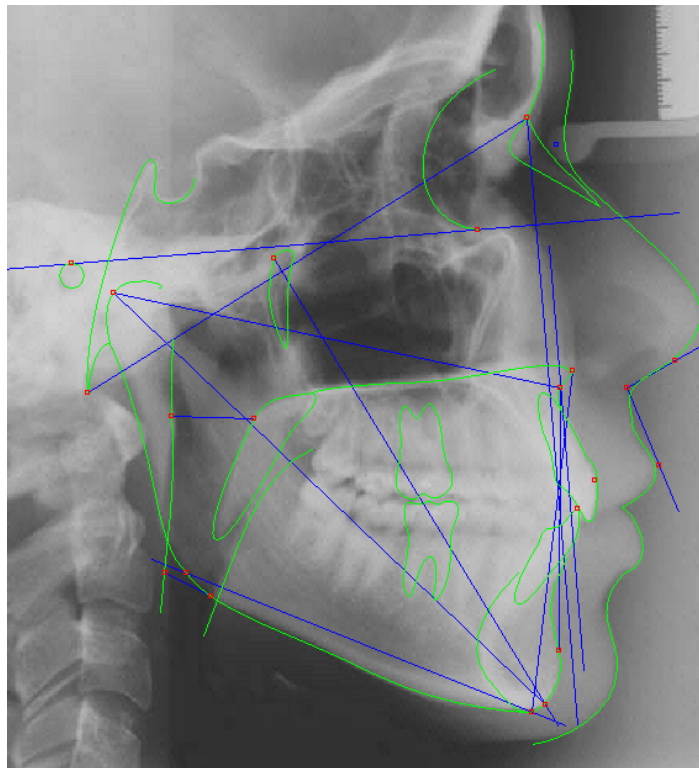


Figura 5 – Análise cefalométrica de McNamara
Fonte: RadioCef 2000 módulo Cefalometria

VISÃO COMPUTACIONAL

5 VISÃO COMPUTACIONAL

“Visão computacional é o conjunto de métodos e técnicas através dos quais sistemas computacionais podem ser capazes de interpretar imagens. [...] seria como fazer um sistema de computador “enxergar”, ou seja olhar para uma imagem e transformar esses dados em informação útil, como por exemplo reconhecimento de características. Porém comparado ao sistema ocular humano a visão computacional ainda esta engatinhando com estudos específicos sobre as característica de enxergar.” (TRINDADE, 2009)

Conforme Trindade (2009), o desenvolvimento de sistemas de visão computacional requer uma entrada de dados (imagem) geralmente obtida através de sensores, câmeras ou vídeos. Em seqüência essas imagens são processadas e transformadas em uma informação esperada. O processo de transformação da imagem é realizado por métodos contidos em bibliotecas de processamento gráfico.

Trindade (2009) cita abaixo as funcionalidades mais comuns na maioria dos projetos de visão computacional:

1. Aquisição de imagem: É obtenção de uma imagem digital, com características de intensidade da luz, profundidade, absorção e reflexão de ondas eletromagnéticas.
2. Pré-processamento: Consiste na aplicação de métodos antes da extração de informações como a detecção de bordas, destacando os contornos da imagem.
3. Extração de características: Buscar informações de uma imagem, já que é formada por modelos matemáticos como matrizes, possibilitando calcular textura, cantos, bordas etc.
4. Detecção e segmentação: Descartar determinada região de uma imagem e segmentá-la para utilizá-la posteriormente.
5. Processamento de alto nível:

PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS E SINAIS

6 PROCESSAMENTO DIGITAL DE IMAGENS E SINAIS

O processamento de imagens digitais envolve procedimento que são geralmente expressos em forma algorítmica. Assim, com exceção da aquisição e exibição de imagens, a maioria das funções de processamento de imagens pode ser implementada em *software*. A única razão para *hardware* especializado para processamento de imagens é a necessidade de velocidade em algumas aplicações ou para vencer algumas limitações fundamentais da computação (GONZALEZ e WOODS, 2000. p.11)

Segundo Gonzalez e Woods (2000), o Processamento Digital de Imagens (PDI) é uma área da eletrônica/teoria de sinais em que imagens são convertidas em matrizes de números inteiros, sendo cada elemento desta matriz denominado de *pixel* (*picture element*). A partir desta matriz de *pixels*, que representa a imagem, podemos aplicar algoritmos para diversos tipos de processamento digital que realizaram as transformações necessárias para que se possa obter uma imagem com realces que a torne mais adequada para a extração do conteúdo da informação desejada com maior eficiência.

Os autores acima explicam que um sistema de processamento de imagens é constituído das seguintes etapas: formação e aquisição da imagem, digitalização, pré-processamento, segmentação, pós-processamento, extração de atributos, classificação e reconhecimento.

Gonzalez e Woods (2000) mostram que para a aquisição de imagens digitais são necessários dois elementos: um dispositivo físico que deve ser sensível ao espectro de energia eletromagnético (raio-x, luz ultravioleta, etc) para produzir a saída e um digitalizador que converte o sinal elétrico analógico em sinal digital. Com as técnicas de pré-processamento é possível melhorar a qualidade das imagens. As técnicas de processamento no domínio espacial utilizam-se de filtros para manipular o plano da imagem, enquanto as técnicas de processamento no domínio da frequência agem sobre o espectro da imagem sendo muito utilizado no realce de características. A combinação dos vários métodos que estejam baseados nestas duas categorias pode trazer resultados muito satisfatórios.

6.1 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO

6.1.1 Segmentação de imagens

Ao se referir a segmentação de imagens Gonzalez e Woods (2000) esclarecem que a segmentação divide uma imagem de entrada em partes ou objetos constituintes.

[...] a segmentação automática é uma das tarefas mais difíceis no processamento de imagens digitais. Por um lado, um procedimento de segmentação robusto favorece substancialmente a solução bem sucedida de um problema de imageamento. Por outro lado, algoritmos de segmentação fracos ou erráticos quase sempre asseveram falha no processamento. (GONZALEZ E WOODS, 2000, p. 6)

As técnicas de segmentação utilizam de modo geral duas abordagens: a similaridade entre os *pixels* e a descontinuidade entre eles, afirmando que, a técnica mais utilizada para similaridade de *pixels* é a binarização. (GONZALEZ e WOODS, 2000).

6.1.2 Binarização ou Thresholding

Segundo Gonzalez e Woods (2000) imagem *thresholding* ou binarização de imagens é uma técnica simples em processamento e eficiente, sendo, portanto muito utilizada em sistemas de visão computacional. “Este tipo de segmentação é utilizada quando as amplitudes dos níveis de cinza são suficientes para caracterizar os “objetos” presentes na imagem”.

Uma maneira óbvia de extrair os objetos do fundo é através da seleção de um limiar T que separe os dois grupos. Então, cada ponto (x,y) tal que $f(x,y) > T$ é denominado um ponto do objeto; caso contrário, o ponto é denominado um ponto do fundo. (GONZALEZ E WOODS, 2000, p.316)

O pós-processamento geralmente é a etapa aplicada após a segmentação, sendo realizada a correção dos principais defeitos ou imperfeições da segmentação. Normalmente, estes defeitos são corrigidos através de técnicas de Morfologia Matemática, com a aplicação de filtros morfológicos em seqüência com a finalidade de realizarem uma análise quantitativa dos *pixels* da imagem. (GONZALEZ e WOODS, 2000).

6.1.3 Morfologia Matemática

A morfologia matemática ou simplesmente morfologia diz respeito ao ramo de processamento não linear de imagens que se concentra na estrutura geométrica da imagem. [...] Morfologia não é apenas uma teoria matemática, mas uma poderosa técnica de análise de imagens. (SIMÕES e SUSSNER, 2004, p. 1).

De acordo com Gonzalez e Woods (2000) a Morfologia Matemática (MM) é uma das grandes áreas do Processamento Digital de Imagens. Todos os métodos descritos pela MM são fundamentalmente baseados em duas linhas: os operadores *booleanos* de conjuntos (união, interseção, complemento etc.) e a noção de forma básica, chamado de “elemento estruturante”.

Segundo Statella e Silva a Morfologia Matemática (2007, p. 2) tem o objetivo básico de descrever quantitativamente as estruturas geométricas funcionando como uma técnica na concepção de algoritmos na área de Processamento Digital de Imagens, através de ferramentas básicas como detectores de borda e filtros morfológicos. O princípio básico da Morfologia Matemática consiste em extrair informações relativas à geometria e a topologia de um conjunto desconhecido de uma imagem e sua grande potencialidade reside na palavra “elemento estruturante”.

A morfologia age sobre imagens digitais a partir de elementos estruturantes geralmente definidos por um *template* (malha) retangular. Através de uma boa escolha do elemento estruturante é possível alcançar resultados satisfatórios na aplicação da morfologia matemática. (STATELLA e SILVA, 2007, p. 2)

O elemento estruturante é um conjunto completamente definido e conhecido (forma, tamanho), que é comparado, a partir de uma transformação, ao conjunto desconhecido da imagem. O resultado dessa transformação permite avaliar o conjunto desconhecido (STATELLA e SILVA, 2007, p.2, apud FACON¹, 1996).

As operações são realizadas sempre entre a imagem e o elemento estruturante. Dois operadores básicos são utilizados na maior parte das técnicas de Morfologia Matemática: a erosão e a dilatação. O objetivo é capturar as diferenças entre os objetos, se possível não modificando seu tamanho, posição e orientação (GONZALEZ E WOODS, 2000).

¹ FACON, J., 1996. **Morfologia matemática**: Teoria e Aplicações. Editora Universitária Champagnat da Pontífica Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 320p.

6.1.4 Filtros

Para Pássaro e Faria (2006, p. 3) a filtragem de imagens é uma técnica utilizada para remover ruído, realçar contornos e melhorar o contraste em imagens. Segue abaixo alguns exemplos citados pelos autores (Quadro 2) e aplicados no objeto presente na Figura 6:

Filtro	Definição
<i>Passa-Baixa</i>	Atenua as altas frequências, quanto maior a ordem maior é a atenuação das frequências superiores a de corte.
<i>Passa-Alta</i>	Atenua as baixas frequências. Permite a detecção de contornos ao atenuar as mudanças lentas de cores. (Figura 9)
<i>Sobel</i>	Utilizado para realçar bordas e representa uma aproximação à função de Sobel. Possui uma grande imunidade ao ruído. (Figuras 10 e 11)
<i>Laplace</i>	Detecta contornos de forma eficaz, funcionando como uma boa ferramenta para a obtenção de contornos. (Figura 8)
<i>Gaussiano</i>	Suaviza a imagem, quanto maior o desvio padrão para o cálculo do filtro, mais notória é a suavização da imagem. (Figura 7)

Quadro 2 – Filtros frequentemente utilizados em PDI.



Figura 6 - imagem original



Figura 7 - Gaussiano (5x) Borramento

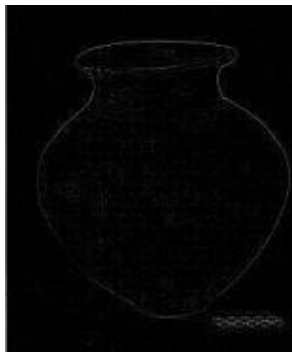


Figura 8 - Filtro Laplaciano (detecção de arestas)



Figura 9 - Filtro Passa-Altas (detecção de arestas 'mais forte')

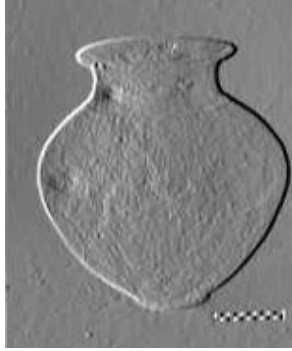


Figura 10 - Filtro Sobel Hx
(relevo horizontal mais sensível)

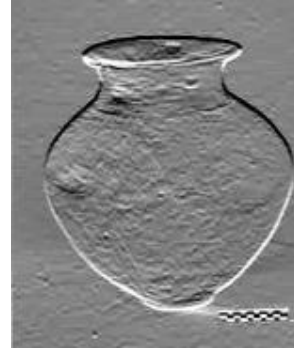


Figura 11 - Filtro Sobel Hy
(relevo vertical mais sensível)

6.2 PROCESSAMENTO DIGITAL EM DIAGNÓSTICOS

O processamento de imagem com fins de diagnóstico, não é a alteração do conteúdo da imagem, mas sim a apresentação do conteúdo de uma forma melhor para a percepção do sistema visual humano. (LAURIS 1997, p.2, apud van der STELT², 1993).

A interpretação da informação contida em uma radiografia não é considerada uma ciência exata porque diferentes processos histopatológicos podem apresentar uma aparência radiográfica similar. (LAURIS 1997, p.4, apud MILES³ et al., 1991).

Segundo Lauris (1997, p.4-6, apud BAUMRIND E MILLER⁴, 1980), a primeira área a fazer uso de computadores e processos de digitalização foi a Ortodontia, para a execução de cálculos de análises cefalométricas com informações vindas da radiografia lateral. Um dos primeiros sistemas a executar processamento computadorizado em radiografias odontológicas para análise cefalométrica, foi utilizado pela Universidade da Califórnia.

O autor acima explica que esse sistema consistia na transferência dos pontos cefalométricos da radiografia cefalométrica lateral para o computador através de uma mesa digitalizadora. Fornecidas as coordenadas x e y, o sistema realizava os cálculos de distância e ângulos necessários para a análise cefalométrica desejada, e emitia relatórios dos resultados, não havendo nenhuma transferência de imagem para o computador.

² van der STELT, P. F. **Computer-assisted interpretation in radiographic diagnosis**. Dent Clin North Amer, v.37, p.683-696, october 1993.

³ MILES, D. A.; VAN DIS, M.; KAUGARS, G.E.; LOVAS, J.G.L. **Oral & maxillofacial radiology: radiologic / pathologic correlations**. W. B. Saunders Company, 1991, 335p.

⁴ BAUMRIND, S.; MILLER, D.M. **Computer-aided head film analysis: the University of Califórnia San Francisco method**. Am J Orthod, v.78, n.1, p41-65, july 1980.

De acordo com Lauris (1997, p.9), Döler et al⁵ (1990) indicaram como duas das melhores ferramentas para processamento de imagens radiográficas cefalométricas a alteração de brilho e contraste, sob controle visual do usuário, e a equalização do histograma para melhoria do contraste.

Lauris (1997, p.9) explica que comparando-se radiografias convencionais com radiografias digitalizadas para uso em cefalometria, EPPLEY e SADOVE⁶ (1991), concluíram que as imagens digitalizadas apresentavam melhor resultado, e recomendaram fossem desenvolvidos sistemas simples, de pequeno porte e baixo custo com a finalidade de disponibilizar essa técnica não só aos profissionais dos grandes centros médicos e odontológicos como também aos consultórios e pequenas clínicas.

Em uma revisão geral do uso da radiografia cefalométrica digitalizada, realizada em 1996 por Forsyth e colaboradores (FORSYTH et al.⁷, 1996), definiu-se como pontos mais importantes da qualidade da imagem digital a resolução espacial, o número de níveis de cinza e a qualidade do display, e recomenda-se resolução espacial de 250 dpi e 64 níveis de cinza, no mínimo. (LAURIS, 1997, p.10).

⁵ DÖLER, W.; STEINHÖEL, N.; JÄGER, A. **Digital image processing techniques for cephalometric analysis**. Comput Biol Med, v.21, p.23-33, 1991.

⁶ EPPLEY, B. L.; SADOVE, A. M. **Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography**. J Oral Maxillofac Surg, v.49, p.1038-1043, 1991.

⁷ FORSYTH, D. B. ; SHAW, W. C.; RICHMOND, S. **Digital imaging of cephalometric radiography**, part 1: advantages and limitations of digital imaging. Angle Orthod, v.66, p.37-42, 1996.

GEOMETRIA ANALÍTICA

7 GEOMETRIA ANALÍTICA

7.1 EQUAÇÕES

A Geometria Analítica baseia-se na idéia de representar os pontos da reta por números reais, os pontos do plano por pares ordenados de números reais e os pontos do espaço por ternos ordenados de números reais. (LIMA, 2002, p. 3)

Desta forma o autor acima afirma que as linhas e as superfícies, no plano e no espaço podem ser descritas através de equações.

7.1.1 Distância entre dois pontos

Segundo Lima (2002, p. 11) a distância entre dois pontos pode ser calculada matematicamente utilizando-se do teorema de Pitágoras como mostrado abaixo na figura 12:

$$d(p, q) = \sqrt{(x_p - x_q)^2 + (y_p - y_q)^2}$$

Figura 12 – Fórmula da distância entre dois pontos

7.1.2 Ângulo entre 3 pontos com 2 pontos conhecidos

Para se calcular o ângulo formado por 3 pontos, sendo 2 deles conhecidos primeiramente é necessário o estudo do cálculo da tangente. De acordo com Antar Neto et al, a tangente de um ângulo pode ser calculada da seguinte forma (Figura 13):

$$\text{tg}\theta = \frac{\text{cateto oposto}}{\text{cateto adjacente}}$$

Figura 13 – Cálculo da Tangente de um ângulo

Sejam A(x_a,y_a) e B(x_b,y_b) dois pontos distintos pertencentes a uma reta r. Suponhamos inicialmente que r não seja paralela a nenhum dos dois eixos coordenados e sejam o seu coeficiente angular. (ANTAR NETO et al, 1980, p.82)

A figura abaixo (Figura 14) mostra a fórmula citada por Antar Neto, utilizada para calcular o ângulo entre os pontos mencionados acima:

$$m = \operatorname{tg}\theta = \frac{y_b - y_a}{x_b - x_a}$$

Figura 14 – Fórmula do ângulo entre 3 pontos com 2 pontos conhecidos

7.1.3 Distância entre pixels

A distância entre pixels é um valor mensurável, constituindo uma importante definição para grande parte dos algoritmos que manipulam a imagem. Gonzalez e Woods (2000) lembram que:

- $d(x,y) = 0$, se $x = y$;
- $d(x,y) = d(y,x)$;
- $d(x,y) + d(y,z) = d(x,z)$.

Há diversas fórmulas empregadas para a definição de distância e freqüentemente são definidas e adaptadas fórmulas para aplicações específicas.

De acordo com os autores acima citados, algumas das métricas mais conhecidas, aplicadas para dois pixels $p=(x_p,y_p)$ e $q=(x_q,y_q)$ são:

Distância Euclidiana (Figura 15):

$$d(p, q) = \sqrt{(x_p - x_q)^2 + (y_p - y_q)^2}$$

Figura 15 – Fórmula da distância Euclidiana

Distância Chessboard (Figura 16):

$$d(p, q) = \max\{|x_p - x_q|, |y_p - y_q|\}$$

Figura 16 – Fórmula da distância *Chessboard*

Distância City Block ou de Manhattan (Figura 17):

$$d(p, q) = |x_p - x_q| + |y_p - y_q|$$

Figura 17 – Fórmula da distância *City Block* (ou *Manhattan*)

Percebe-se que a fórmula da distância Euclidiana é a mesma citada por Lima (2002, p.11) que se refere a utilização do Teorema de Pitágoras para calcular a distância entre dois pontos.

MATERIAIS E MÉTODOS

8 MATERIAIS E MÉTODOS

A linguagem adotada para o desenvolvimento do software odontológico foi C escrita sob o compilador DEV C++ através da biblioteca de visão computacional OpenCV, que será utilizada para experimentar os diversos tipos de algoritmos que modificam e varrem a imagem à procura dos pontos chaves.

Para a implementação do software serão utilizadas diversas técnicas entre elas estão: radiologia, digitalização, tratamento de imagem entre outras para que se possa chegar ao resultado esperado. Neste processo será necessária a aquisição da imagem, sua digitalização, conversão e redimensionamento (se necessário) para posteriormente servir como objeto de aplicação das técnicas de computação gráfica, visão computacional e processamento de imagens.

A seguir será descrito as ferramentas e os métodos que deverão ser utilizados para se chegar ao objetivo deste trabalho.

8.1 LINGUAGEM C

Segundo Duarte K. (2005), a linguagem C foi desenvolvida por Dennis Ritchie em 1972 para ser utilizada com o sistema operacional UNIX. Desde então continua crescendo, sendo utilizada até hoje por vários programadores devido a sua grande flexibilidade. As principais vantagens em se utilizar a linguagem C é que ela possui um conjunto de tipos de dados e palavras-chaves, evitando a execução de operações desnecessárias, uso de ponteiros que permite o acesso de baixo nível a memória. A autora nos mostra que a linguagem C é considerada de baixo nível ou de nível médio, o que significa obter um melhor controle do hardware podendo assim manipular bits, bytes e endereços.

Devido ao grande número de programadores que utilizam a linguagem C, existe uma vasta gama de compiladores C/C++ e bibliotecas disponíveis no mercado. Sendo alguns deles gratuitos, por exemplo, o dev-c++ para Windows e o gcc para Linux. Para que todos esses compiladores de diferentes fabricantes possam ser compatíveis entre si existe o padrão C que foi estabelecido pelo comitê criado em 1983 pela ANSI (*American National Standards Institute*). (DUARTE K., 2005)

8.1.2 OpenCv

Segundo Ferreira e Moraes (2007) a OpenCV (*Intel Open Source Computer Vision Library*), foi criada em 2000 pelo grupo de desenvolvimento da Intel e possuindo diversas ferramentas para o desenvolvimento de aplicativos na área de Visão Computacional.

O OpenCV possui módulos de Processamento de Imagens e Vídeo I/O, Estrutura de dados, Álgebra Linear, GUI Básica com sistema de janelas independentes, Controle de mouse e teclado, além de mais de 350 algoritmos de Visão Computacional como: Filtros de imagem, calibração de câmera, reconhecimento de objetos, análise estrutural, entre outros. (FERREIRA E MORAES, 2007).

Os autores mostram que a OpenCV segue a licença BSD da Intel sendo desta forma totalmente livre para uso acadêmico e comercial. A biblioteca foi escrita em C/C++ e dá suporte a programadores das linguagens: C/C++, Python e Visual Basic que desejam incorporar a biblioteca a seus aplicativos. A biblioteca está disponível para várias plataformas entre elas: MS Windows (95/98/NT/2000/XP), POSIX (Linux/BSD/UNIX-like OSes), Linux, OS X, e MAC OS Básico.

8.2 TELERADIOGRAFIAS

Foram utilizadas 5 teleradiografias digitalizadas através de uma câmera digital *Canon Powershot A520* com comprimento focal de 6 mm e resolução de 1704x2272 pixels como vemos abaixo (Teleradiografia 1, Teleradiografia 2, Teleradiografia 3, Teleradiografia 4 e Teleradiografia 5). Este tipo de digitalização foi escolhido por ser comum no dia-a-dia dos profissionais da área e por sua praticidade e simplicidade. Um scanner poderia ser utilizado para a digitalização, porém haveria maiores custos.

Observando as imagens é possível notar facilmente diversas características particulares como: tonalidade, cor e foco além das mudanças naturais relacionadas ao formato do crânio em geral. A idade e o sexo dos pacientes determinam a classe dos indivíduos, conseqüentemente indivíduos de classes diferentes possuem padrões de medidas diferentes. No Quadro 3 abaixo é apresentado a idade e sexo dos pacientes das teleradiografias utilizadas como estudo.

Imagem	Sexo	Idade
Teleradiografia 1	Masculino	14 anos e 03 meses
Teleradiografia 2	Feminino	08 anos e 09 meses
Teleradiografia 4	Feminino	08 anos e 04 meses
Teleradiografia 5	Masculino	14 anos e 04 meses

Quadro 3 – Dados dos pacientes.



Figura 18 - Teleradiografia 1 digitalizada



Figura 19 - Teleradiografia 2 digitalizada



Figura 20 - Teleradiografia 3 digitalizada



Figura 21 - Teleradiografia 4 digitalizada



Figura 22 - Teleradiografia 5 digitalizada

8.3 O ALGORITMO DE DETECÇÃO

Para realizar a detecção dos pontos, suas marcações e posteriormente o traçado das retas e cálculo das distâncias, foram utilizadas basicamente as técnicas de segmentação, filtros e binarização. Alguns pontos precisaram ser marcados através da proximidade de um segundo ponto já marcado. Isto se dá pelo fato de certas regiões serem “impossíveis” de visualizar características gerais, algumas vezes por excesso de luminosidade, outras por falta dela.

O algoritmo se inicia transformando a imagem radiográfica colorida digitalizada em uma imagem com 256 níveis de cinza. “Em geral, 64 níveis de cinza são considerados suficientes para o olho humano. Apesar disto, a maioria dos sistemas de visão artificial utiliza imagens com 256 níveis de cinza”. (MARQUES FILHO; VIEIRA NETO, 1999, p. 25).

O primeiro processamento utilizado foi a função `cvMorphologyEx` que executa transformações morfológicas avançadas utilizando operações básicas de erosão e dilatação (Figura 23), como exemplo foi utilizada a imagem digital Teleradiografia 1 (Figura 18). Em seguida foi aplicada a técnica de binarização com taxa de amplitude igual a 35-255, transformando a imagem em preto e branco como visto na Figura 24.

Por fim foi utilizado novamente um processamento morfológico, desta vez com a função de erosão cvErode, com a finalidade de retirar os ruídos e “sujeiras” que restavam na imagem.



Figura 23 – Função MorphologyEx



Figura 24 – Binarização da imagem gerada pela função MorphologyEx.



Figura 25 – Eliminando ruídos com a função cvErode

A imagem final gerada por essas técnicas foi de grande utilidade, pois eliminou grande parte do tecido tegumentar presente na imagem deixando em destaque o contorno craniano frontal possibilitando que fossem encontrados diversos pontos cefalométricos como: mentoniano (M), gnátio (Gn), násio (Na), pogônio (Pg), Columela (Cm), lábio superior (Ls), lábio inferior (Li), sub nasal (Sn), espinha nasal anterior (ENA), A, B.

Na detecção dos pontos citados acima, foi utilizada a técnica de segmentação visto posto que, a localidade dos mesmos se encontrava na metade direita da imagem, ou seja, o processamento não necessitava ser executado em toda extensão da imagem. Desta forma foi possível ganhar desempenho, velocidade e precisão, já que a área de processamento foi reduzida para uma região de interesse.

Assim sendo, o algoritmo na detecção dos pontos, inicia-se do lado direito e inferior da imagem e percorre os pixels a procura do primeiro ponto branco, no caso o ponto cefalométrico M. Em seguida o algoritmo procura o ponto branco mais a direita da imagem processada, encontrando a ponta do nariz (ponto Cm). E desta maneira é possível encontrar outros pontos como o Ls e Li, que ficaram bem destacados após o processamento para consequentemente marcar o ponto Sn. A partir das coordenadas do ponto M, foi aplicada uma alteração percentual nos valores dos eixos x e y, para que, por proximidade fossem encontrados os pontos Gn, Pg, A, B, ENA, já que não há nenhum ponto de referência em destacável na imagem, para que eles possam ser detectados automaticamente. A escolha dos valores em porcentagem foi escolhida pois desta forma a marcação da distância fica dinâmica e se altera automaticamente a cada imagem.

O ponto Na em particular foi encontrado através da análise da imagem no sentido vertical, até que um ponto branco fosse encontrado, cujo qual pertence ao aparelho de análise cefalométrica, denominado cefalostato, a partir deste ponto o algoritmo percorreu a imagem no sentido horizontal esquerdo, buscando um segundo ponto branco na altura do nariz (N).

Após este trecho de código, a imagem é redefinida, voltando ao estado de 256 níveis de cinza. Para a detecção do dente superior foi utilizada primeiramente a função cvCornerHarris, que encontra cantos na imagem utilizando o método de Harris como mostra a Figura 26. Novamente para ressaltar os pontos de destacar os pontos de interesse, foi aplicada a binarização com taxa de amplitude igual a 50-255 resultando na imagem mostrada na Figura 27.

Tendo a imagem preparada foi aplicada a técnica de segmentação dividindo a imagem ao meio, tanto em sua altura como em sua largura e posteriormente destacando como região de interesse o canto inferior direito da imagem. Assim, através da técnica de comparação de pixels o algoritmo inicia-se no ponto mais a baixo e a direita da imagem, percorrendo-a em no sentido esquerda/cima a procura do ponto branco com o maior valor de largura, encontrando desta forma o dente superior.

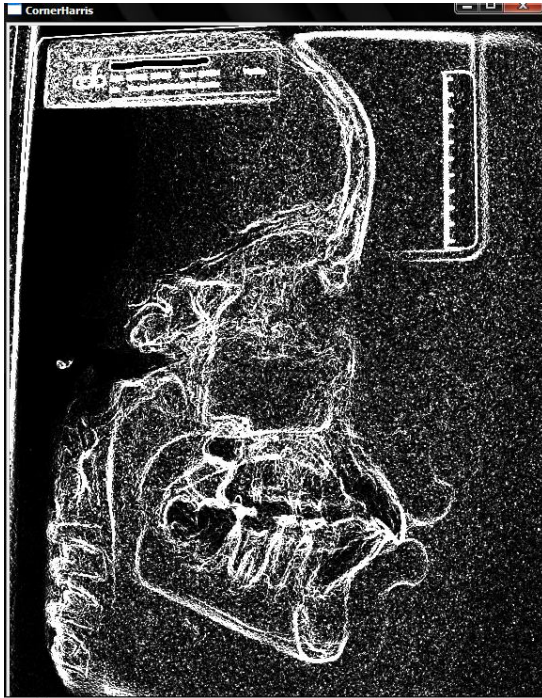


Figura 26 – Função cvCornerHarris



Figura 27 – Binarização da imagem gerada pelo filtro CornerHarris

Para a marcação dos outros pontos cefalométricos localizados mais a esquerda da face primeiramente a imagem foi novamente redefinida para que voltasse a sua forma normal e com 256 níveis de cinza. Em seguida houve a aplicação do filtro Roberts como mostra a Figura 28, deixando a imagem aparentemente embaçada.

Para que o algoritmo pudesse varrer a imagem a procura de características particulares dos pontos, foi aplicada a técnica de binarização, resultando na imagem mostrada na Figura 29. Através desta imagem foi implementado o método de

varredura, porém desta vez iniciando do lado esquerdo da imagem, tendo como região de interesse o canto inferior esquerdo até a metade horizontal e vertical.

Na medida em que o algoritmo faz as comparações ele guarda o valor do ponto preto com menor altura (Gônio) e através dele são aplicados valores percentuais para a marcação dos pontos: Ba, Co, Po, Pt e Or.



Figura 28 – Filtro Robert

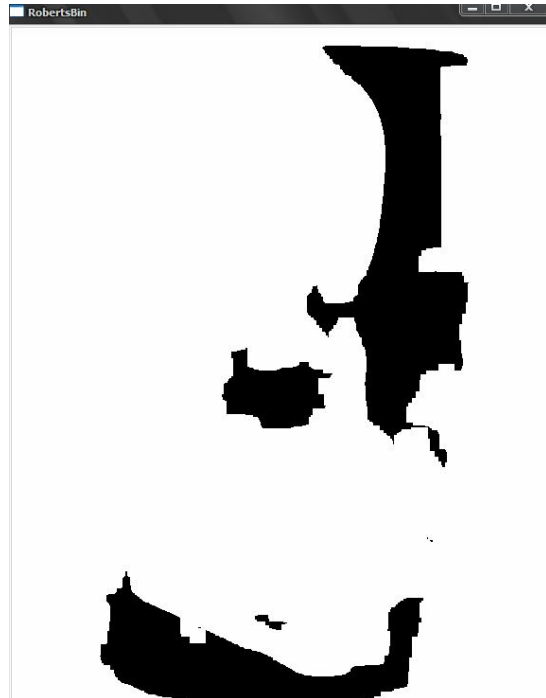


Figura 29 – Binarização da imagem gerada pelo filtro Roberts

8.3.1 Cálculo das distâncias lineares e angulares

Antes da execução dos cálculos foi criada uma função para realizar a marcação dos pontos na imagem. Esta função recebe por parâmetro a imagem original, as coordenadas x e y do ponto e seu respectivo nome.

Para calcular a distância linear entre os pontos foi criada uma função que recebe como parâmetro a imagem original, as coordenadas x e y dos dois pontos e uma coordenada x/y que indica a posição do texto na tela.

Na execução desta função, após o recebimento dos parâmetros é realizado o cálculo da distância Eucliana (Figura 15) obtendo assim a distância da reta em pixels. Para efetuar a transformação dos pixels em cm, foi realizado um teste para

contar a quantidade de pixels existentes em 1 cm da régua, pertencente ao cefalostato. Esta contagem se deu pela marcação de um ponto na 1ª marcação da régua e outro na 10ª marcação, sendo constatado a distância de 103 pixels entre elas, desta forma foi criada a escala de razão 103 px X 1 cm, ou seja, cada 103 pixels da imagem correspondem a 1 cm real da radiografia.

O ângulo entre os pontos foi obtido através do cálculo da derivada dos dois pontos e da aplicação da fórmula do arco tangente (Figura 14). A aplicação da função que marca o ângulo foi utilizada nos segmentos Pório, Orbital e Pogônio (Po-Or-Pg) e Násio, Pterogóide e Gnátio (Na-Pt-Gn).

Após a aplicação dos filtros, detecção e marcação dos pontos, traçados das retas e cálculo das distâncias lineares e angulares, o resultado final foi aplicado em na imagem original e pode ser observado abaixo nas Figuras 30, 31, 32, 33 e 34.

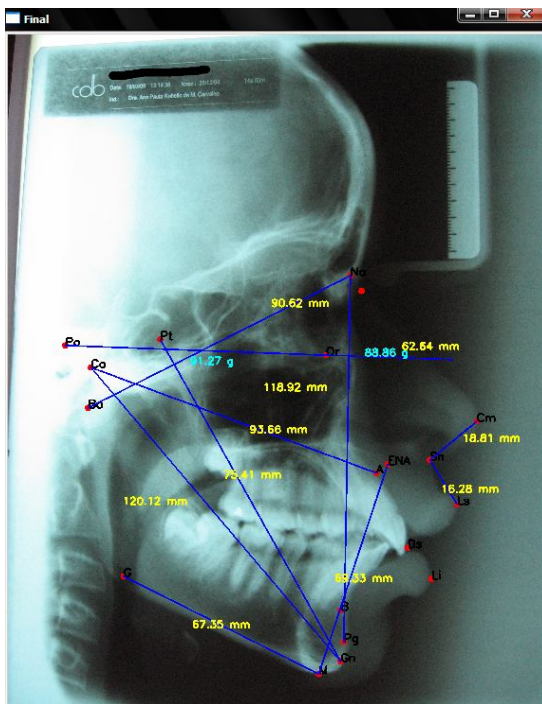


Figura 30 – Teleradiografia 1 após processamento.

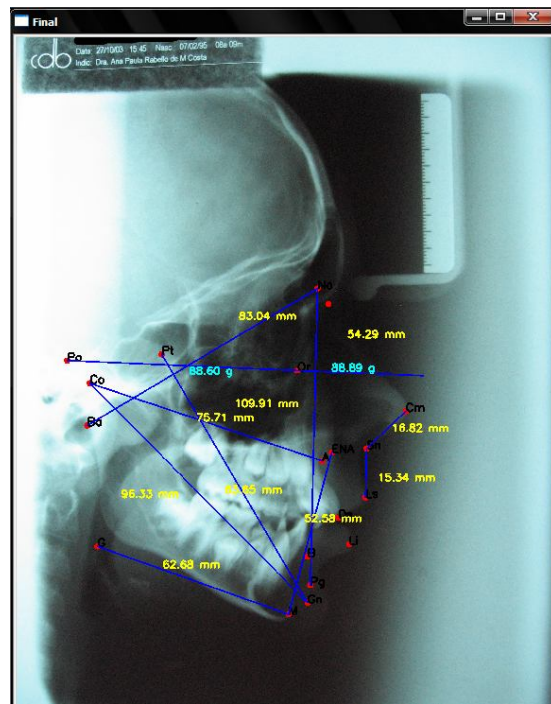


Figura 31 – Teleradiografia 2 após processamento.

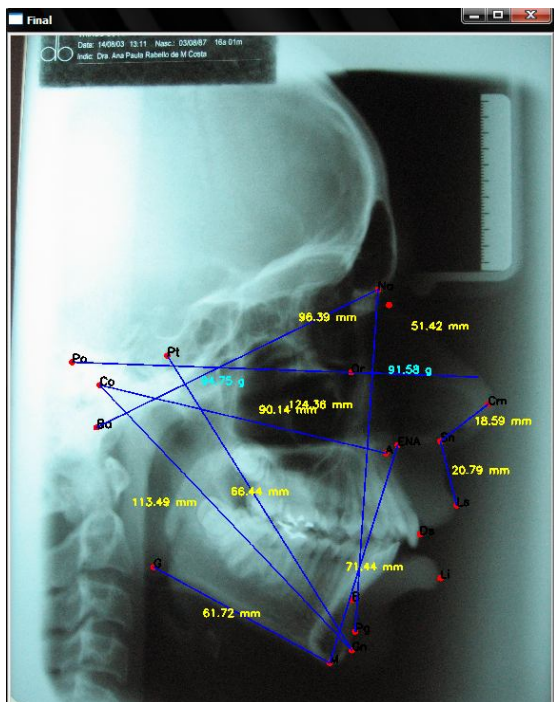


Figura 32 – Teleradiografia 3 após processamento.

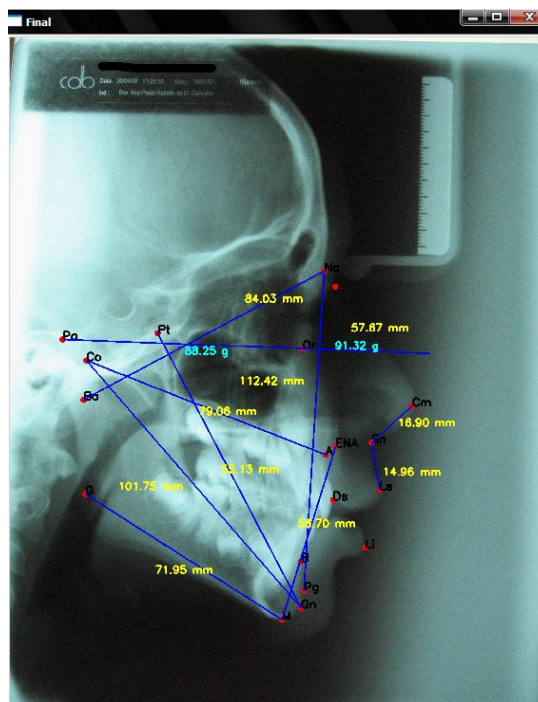


Figura 33 – Teleradiografia 4 após processamento.

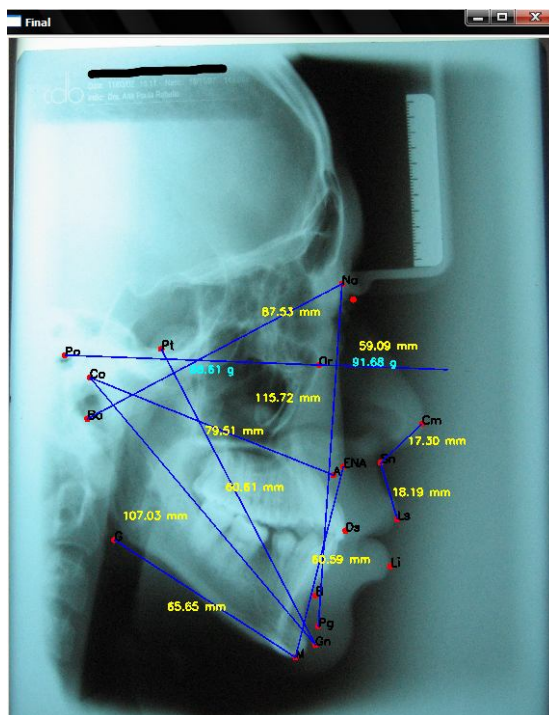


Figura 34 – Teleradiografia 5 após processamento.

RESULTADOS

9 RESULTADOS

Após a construção do algoritmo foi realizada uma comparação de precisão do software construído com as medidas padrões e reais encontradas em quatro radiografias, sendo utilizadas as teleradiografias 1, 2, 4 e 5. A Tabela 1 mostra as três medidas consideradas principais no traçado cefalométrico (Co-A, Co-Gn, ENA-M), seu padrão, o valor encontrado na teleradiografia do paciente pelos métodos manuais, a média do padrão e do valor encontrado no paciente e por último a medida obtida pelo software.

Tabela 1 - Resultado da cefalometria realizada manualmente e pelo software.

Imagem	Ponto	Padrão (mm)	Paciente (mm)	Média (mm)	Software (mm)
Teleradiografia 1	Co - A	93	93	93	93,66
	Co - Gn	121	116	118,5	120,12
	ENA - M	67	69	68	69
Teleradiografia 2	Co - A	80	80	80	75,71
	Co - Gn	97	98	97,5	96,33
	ENA - M	54	60	57	52,58
Teleradiografia 4	Co - A	82	82	82	79,06
	Co - Gn	100	101	100,5	101,75
	ENA - M	56	59	57,5	58,70
Teleradiografia 5	Co - A	85	85	85	80,94
	Co - Gn	105	120	112,5	111,52
	ENA - M	60	67	63,5	60,59

Na Tabela 2, é possível observar a diferença de valores em milímetros dos valores encontrados através dos traçados executados pelo computador em comparação com os valores padrões, dos valores encontrados no paciente pelo método manual e a diferença dos valores da média em relação ao resultado encontrado pelo software.

Em destaque podemos observar que o valor da distância linear entre os pontos Co-A da Teleradiografia 1 foi de 0,66 mm apenas em relação ao processo manual, assim como o valor da reta ENA-M mostrou-se precisa obtendo o mesmo valor da cefalometria manual, juntamente com a reta ENA-M da Teleradiografia 4 que gerou um resultado de -0.3 mm. Porém a diferença de valores da distância linear entre Co-Gn da Teleradiografia 5 foi elevado, chegando a -8,48 mm em relação a medida obtida manualmente.

Tabela 2 – Diferença de resultado obtido pelo software em mm.

Imagem	Ponto	Diferença do padrão (mm)	Diferença do paciente (mm)	Diferença da média (mm)
Teleradiografia 1	Co - A	0,66	0,66	0,66
	Co - Gn	-0,88	4,12	1,62
	ENA - M	2	0	1
Teleradiografia 2	Co - A	-4,29	-4,29	-4,29
	Co - Gn	-0,67	-1,67	-1,17
	ENA - M	-1,42	-7,42	-4,42
Teleradiografia 4	Co - A	-2,94	-2,94	-2,94
	Co - Gn	1,75	0,75	1,25
	ENA - M	2,7	-0,3	1,2
Teleradiografia 5	Co - A	-4,06	-4,06	-4,06
	Co - Gn	6,52	-8,48	-0,98
	ENA - M	0,59	-6,41	-2,91

A Tabela 3 mostra a diferença relacionada na Tabela 2, porém em porcentagem, desta forma é possível observar qual a taxa de erro dos resultados presente no software comparado com os resultados padrões, reais e das médias.

Os melhores resultados encontrados pelo software em relação ao valor obtido pelo traçado manual retornou uma taxa de erro de 0%, 1% e -1%, já os resultados com maior diferença do ideal tiveram uma taxa de erro de -12%, -10% e -7%. Os outros pontos variaram sua taxa de erro em -5% a 4%.

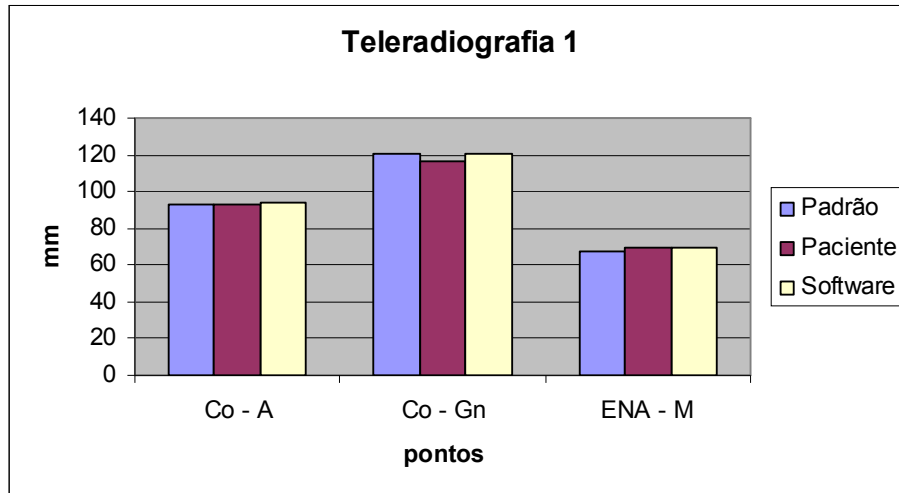
Tabela 3 – Porcentagem de erro obtido pelo software em relação ao método manual.

Imagem	Ponto	Taxa de erro padrão (%)	Taxa de erro paciente (%)	Taxa de erro média (%)
Teleradiografia 1	Co - A	0,71%	0,71%	0,71%
	Co - Gn	-0,73%	3,55%	1,37%
	ENA - M	2,99%	0,00%	1,47%
Teleradiografia 2	Co - A	-5,36%	-5,36%	-5,36%
	Co - Gn	-0,69%	-1,70%	-1,20%
	ENA - M	-2,63%	-12,37%	-7,75%
Teleradiografia 4	Co - A	-3,59%	-3,59%	-3,59%
	Co - Gn	1,75%	0,74%	1,24%
	ENA - M	4,82%	-0,51%	2,09%
Teleradiografia 5	Co - A	-4,78%	-4,78%	-4,78%
	Co - Gn	6,21%	-7,07%	-0,87%
	ENA - M	0,98%	-9,57%	-4,58%

Nos gráficos de barras verticais apresentados abaixo, é possível analisar de forma sintética a precisão e a eficiência do software de traçado cefalométrico.

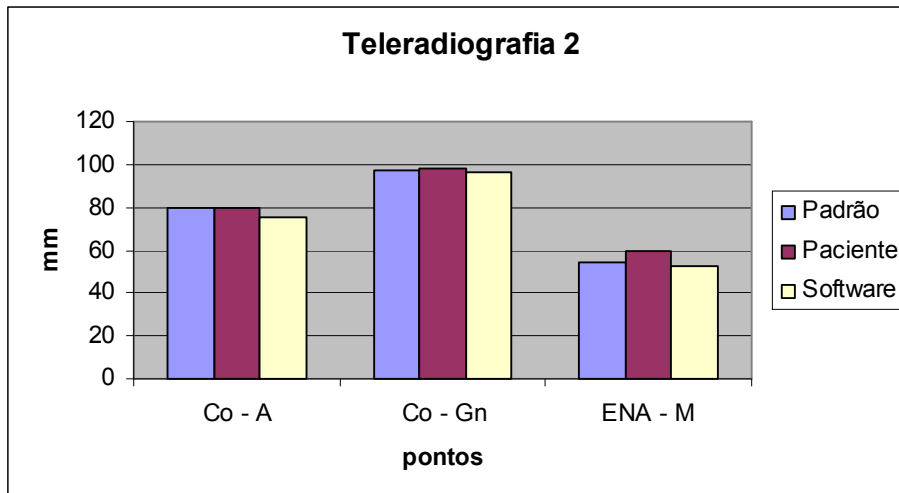
O Gráfico 1 mostra os valores padrões para o paciente, os valores encontrados manualmente e pelo software na Teleradiografia 1. Nota-se uma pequena diferença nas barras relacionadas a distância linear dos pontos Co-Gn.

Gráfico 1 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 1.



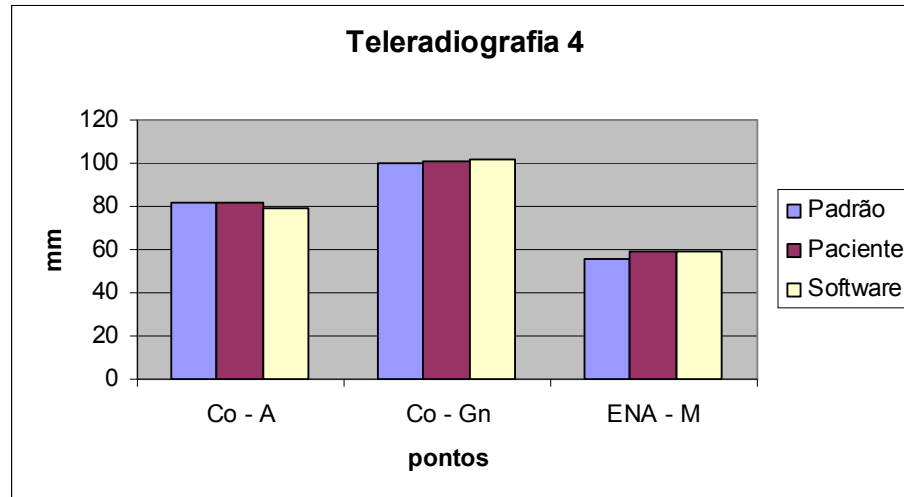
O Gráfico 2 compara os resultados obtidos na Teleradiografia 2 e permite visualizar de forma clara uma diferença negativa de mm dos valores encontrados pelo software quando comparado principalmente pela cefalometria manual.

Gráfico 2 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 2.



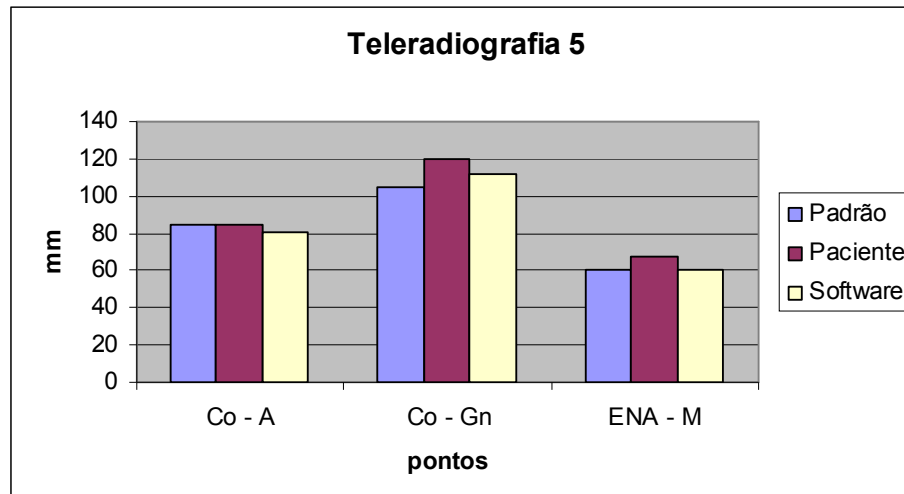
Pelo Gráfico 3 percebe-se uma diferença menor dos resultados obtidos na Teleradiografia 4, de forma que a primeira medida (Co-A) trouxe um valor um pouco abaixo do esperado, porém retornou um valor levemente acima do esperado na medida da reta Co-Gn e uma diferença quase nula quando comparado com a terceira medida (ENA-M).

Gráfico 3 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 4.



Através do Gráfico 4, foi analisada a Teleradiografia 5 e mostrou-se como sendo a imagem com maior dificuldade na detecção dos pontos ideais de forma que todas as medidas tiveram resultados abaixo esperado, principalmente no valor da reta Co-Gn, na qual o paciente apresenta valores altos comparados com o padrão de medida de seu sexo e idade.

Gráfico 4 - Comparação dos resultados obtidos na Teleradiografia 5.



CONSIDERAÇÕES FINAIS

10 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou a utilização da visão computacional aliada ao processamento digital de imagens e sinais para a obtenção dos pontos cefalométricos em teleradiografias ortodônticas digitalizadas.

Apesar dos obstáculos encontrados em relação à sobreposição dos lados da face e principalmente da pouca variação na tonalidade das radiografias, o que dificulta a aplicação de técnicas de processamento e imagens, foi possível encontrar os prováveis pontos cefalométricos automaticamente através de um algoritmo que percorre os pixels da imagem digitalizada, calcular a distância linear e angular destes pontos e até mesmo encontrar pontos que não fazem parte da cefalometria de McNamara, mas que servem de auxílio para os profissionais da área.

É importante destacar que os resultados obtidos pelo software poderiam ser ainda melhores se a imagem fosse digitalizada através de uma mesa digitalizadora ou mesmo através de um *scanner*. Deste modo não haveria distorção da lente focal, a radiografia poderia ser posicionada de modo correto, a qualidade da imagem seria melhor e mais padronizada, o que ajudaria muito no processamento da imagem.

Desta forma novos estudos poderiam ser aplicados com radiografias digitalizadas de outras maneiras, para que fosse possível descobrir qual delas se adapta melhor no algoritmo e qual apresenta maior precisão e fidelidade às medidas obtidas pela cefalometria manual.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ANTAR NETO, A. et al. **Geometria Analítica**: 2º grau. 2.ed, v.6. São Paulo: Moderna Ltda., 1980.

DOMINGUES, M.; HEUBEL, M. T. C.; ABEL, I. J. **Bases metodológicas para o trabalho científico**: para alunos iniciantes. Bauru, SP: EDUSC, 2003.

DUARTE, H. E. M. **Avaliação da Compressão da imagem digital da telerradiografia lateral na reprodutibilidade da marcação de pontos cefalométricos**. 2008. 81f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Bernardo do Campo.

DUARTE, K. **Linguagem C** - Princípios Básicos. Julio Batistiti. 2005. Disponível em: <<http://www.juliobattisti.com.br/tutoriais/katiaduarte/cbasico001.asp>>. Acesso em: 17 out. 2009.

FENELON, S. A evolução da radiologia: os avanços da imagiologia e radiologia diagnóstica. **Imaginologia.com.Br** . 2008. Disponível em: <<http://www.imaginologia.com.br/dow/A-evolucao-da-Radiologia.pdf>> Acesso em: 7 jun. 2008.

FERREIRA, F.V. **Ortodontia**: diagnóstico e planejamento clínico. 4. ed. São Paulo: Artes médicas, 2001.

FERREIRA, M.; MORAES, A. **Tutorial Opencv**. Tecgraf PUC-RIO. Disponível em: <http://www.tecgraf.puc-rio.br/~malf/opencv/index_files/Page3956.htm> Acesso em: 18 mai. 2009.

FIGUEIREDO, M. A. et al. Sobreposições cefalométricas de Ricketts. **Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial**, v.10, n. 3, p.138-156, maio/jun. 2005.

GALVÃO, C. A. A. N. **Ortodontia**: noções fundamentais. 2. ed. São Paulo: Santos, 1986.

GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento de imagens digitais**. São Paulo: Edgard Blücher Ltda, 2000.

LAURIS, J.R.P. **SPIRO - Sistema para Processamento de Imagem Radiográfica Odontológica**. 1997. 72f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica e de Computação) – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas-SP. Disponível em: <<http://libdigi.unicamp.br/document/?code=vtls000122801>>. Acesso em: 25 abr. 2009.

LIMA, E. L. **Coordenadas no Plano**: com as soluções dos exercícios. 4. ed. Rio de Janeiro: SBM, 2002.

MARQUES FILHO, O; VIEIRA NETO, H. **Processamento Digital de Imagens**, Rio de Janeiro: Brasport, 1999.

MCNAMARA, J. R., J. A. Method of cephalometric evaluation. **Amer.J.Orthod, St. Louis**, v.86, p. 449-469, 1984.

MOREIRA, M. I. **Programas mantêm a ordem no consultório e apoiam no diagnóstico**. Bits para um belo sorriso. Revista Info Exame, v.13, n. 152, p. 124-125, nov. 1998. Disponível em: <<http://www.aonp.org.br/fso/program.htm>>. Acesso em: 10 abr. 2009.

MOYERS, R.E. **Ortodontia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A., 1991.

PÁSSARO, N.M.C.; FARIA, N.M.D. **Filtragem de Imagens Fixas**. 2006. FEUP - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto. Disponível em: <<http://paginas.fe.up.pt/~mandrade/tvd/2006/trabalhos1-2006/TD-trab1-grupo02.pdf>>. Acesso em: 02 mai. 2009.

PEREIRA, C. B. **A informática no consultório de ortodontia**: diretrizes. Disponível em: <<http://www.cleber.com.br/carlosjun.html>>. Acesso em: 28 de abril de 2008.

PEREIRA, C. B. Cefalometria em futuro próximo. **Revista Ortodontia**, v. 4, n. 41, jan./fev. 1996. Atualizado em: 26 de set. 1997. Disponível em: <<http://www.cleber.com.br/furutoc1.html>>. Acesso em: 11 abr. 2009.

PEREIRA, C. B. História da Informática na Odontologia. **Revista da ABO Nacional**. Uruguaiana-RS, 9 dez. 1997. Disponível em: <<http://www.cleber.com.br/histor2.html>> Acesso em: 10 abr. 2009.

PEREIRA, C. B.; MUNDSTOCK, C. A.; BERTHOLD, T. B. **Introdução à Cefalometria Radiográfica**. Pancast, 1998.

PETRELLI, E. **Ortodontia para fonoaudiologia**. 3. ed. São Paulo: Lovise, 1994.

POLETO, N. A. **Análise de McNamara e sua aplicação**. 1994. 47f. Monografia (Especialista em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru.

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.JR; SARVER, D. M. **Ortodontia contemporânea**. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007.

RODRIGUES JUNIOR, C. R.; PEREIRA, C. B. A informática no consultório de ortodontia: diretrizes. **Revista Ortodontia Gaúcha**. 1998. Disponível em: <<http://www.cleber.com.br/infocarlos.html>>. Acesso em: 11 abr. 2009.

SIMÕES, F. C.; SUSSNER, P. **Introdução à morfologia matemática com aplicações em processamento de imagens**. 2004. IMECC - Instituto de Matemática, Estatística e Computação Científica – UNICAMP, Campinas. Disponível em: <<http://www.prp.unicamp.br/pibic/congressos/xiicongresso/cdrom/pdfN/665.pdf>>. Acesso em: 02 mai. 2009.

STATELLA, T.; SILVA, E. A. **Morfologia Matemática**: extração de feições a partir de imagens orbitais. 2007. Departamento de Cartografia. UNESP – Universidade Estadual Paulista. Presidente Prudente – SP. Disponível em: <http://www.cartografia.org.br/xxi_cbc/021-SR07.pdf >. Acesso em: 02 mai. 2009.

TRINDADE, F. Técnicas de Visão Computacional para Rastreamento de Olhar em Videos. **Real Portal**. 3 fev. 2009. Disponível em: <http://almerindo.devin.com.br/index.php?option=com_content&view=article&id=78:tecnicas-de-computacao-visual-para-rastreamento-de-olhar-em-videos&catid=43:trabalhos-de-alunos&Itemid=18&limitstart=2>. Acesso em: 9 abr. 2009.

VASCONCELOS, M. H. F. **Avaliação de um programa de traçado cefalométrico**. Bauru, 2000. Tese (Doutorado) Faculdade de odontologia de Bauru – USP, Bauru, 2000.