



**FUNDAÇÃO EDSON QUEIROZ
UNIVERSIDADE DE FORTALEZA - UNIFOR**

Milton Escóssia Barbosa Neto

**J-ORTHO – UM AMBIENTE GRÁFICO INTERATIVO PARA
SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO**

Fortaleza

2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



**FUNDAÇÃO EDSON QUEIROZ
UNIVERSIDADE DE FORTALEZA-UNIFOR**

Milton Escóssia Barbosa Neto

**J-ORTHO – UM AMBIENTE GRÁFICO INTERATIVO PARA
SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO**

Dissertação submetida ao corpo docente do Curso de Mestrado em Informática Aplicada da Universidade de Fortaleza como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Informática Aplicada

Orientadora: Profa. Maria Andréia Formico Rodrigues, Ph.D.

Fortaleza

2005

Milton Escóssia Barbosa Neto

**J-ORTHO – UM AMBIENTE GRÁFICO INTERATIVO PARA
SIMULAÇÃO DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO**

Data de Aprovação: _____

Banca Examinadora:

Profa. Maria Andréia Formico Rodrigues, Ph.D.
(Orientadora - UNIFOR)

Prof. Francisco Nivando Bezerra, Docteur
(Membro - UNIFOR)

Prof. Fátima N. Sombra Medeiros, D.Sc.
(Membro – Universidade Federal do Ceará/UFC)

Para minha esposa Sandra pelo amor sempre presente em nossas vidas, e ao nosso filho Felipe que nos momentos mais difíceis me alegra com seu sorriso inocente.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela saúde, amigos e oportunidades apresentadas em minha vida, e pela força para superar todos os obstáculos em minha vida.

À Profa. Andréia pela orientação, amizade, paciência, apoio e confiança depositada até o último momento, fundamentais para a conclusão do meu trabalho.

A Rafael Garcia Barbosa e Wendel Bezerra Silva pelo suporte computacional, fundamental para o desenvolvimento dos módulos de Metamorfose de Imagens e Simulador do Movimento Dentário, respectivamente.

À Profa. Dra. Maria Isabel Ribeiro pelo apoio no desenvolvimento técnico na área da Ortodontia, incluindo concessões de estudos de casos.

Aos voluntários dos estudos de casos simulados no J-Ortho.

Aos meus pais e irmãos tão importantes na minha formação pessoal e profissional, em especial ao meu irmão Victor Henrique, pelas contribuições valorosas ao meu trabalho.

À minha avó Mirtes Antunes (in memorium), pelo amor, carinho, incentivo e preocupação em minha formação.

À Dra. Maria Thereza Figueiredo Chaves, pelas consultas iniciais e esclarecimentos na área da Ortodontia.

Aos amigos Andréia e Leandro, pela amizade, apoio e incentivo sempre presentes. A Aguilberto, Joselias, Ulisses e Pedro Elder, pelo apoio e incentivo durante o mestrado.

Aos colegas do mestrado, pelos momentos de amizade, companheirismo e apoio.

Milton Escóssia Barbosa Neto, JOrtho3D – Um Ambiente Gráfico Interativo para Simulação de Tratamento Ortodôntico. UNIFOR, Dissertação (Mestrado em Informática Aplicada), 2005.

Perfil do Autor: Graduado em Informática pela Universidade de Fortaleza – UNIFOR, Mestrando em Informática Aplicada.

RESUMO: Essa dissertação apresenta o J-Ortho, um ambiente gráfico interativo 3D de código aberto para simulação de tratamento ortodôntico. J-Ortho é composto de três módulos básicos: Mapeamento Geométrico, Geração da Malha 3D e Simulação do Tratamento Ortodôntico. Experiências iniciais provaram que J-Ortho é fácil de ser utilizado e os resultados mostrados neste trabalho demonstram um bom grau de ajuste entre tratamentos ortodônticos experimentais e estudos de casos simulados. Esperamos que este trabalho possa ser usado para ensino e treinamento em Ortodontia.

PALAVRAS-CHAVES: AMBIENTE GRÁFICO 3D - SIMULAÇÃO – TRATAMENTO ORTODÔNTICO.

ABSTRACT

This dissertation presents J-Ortho, an open-source and interactive 3D graphical environment for the simulation of orthodontic treatment. J-Ortho is composed of three basic modules: Geometric Mapping, 3D Mesh Generation and Orthodontic Treatment Simulation. Initial experience proved that J-Ortho is easy to handle and the results showed in this work demonstrate a good degree of fit between experimental orthodontic treatments and simulated case studies. We hope that this work can further be used for teaching and training in Orthodontics.

KEY-WORDS: 3D GRAPHICAL ENVIRONMENT- SIMULATION - ORTHODONTIC TREATMENT.

SUMÁRIO

Capítulo 1 – Introdução	16
Capítulo 2 – Sistemas Ortodônticos	19
2.1 Comerciais	19
2.2 Científicos	22
2.2.1 Bidimensionais	22
2.2.2 Tridimensionais	23
Capítulo 3 – Conceitos Fundamentais em Ortodontia	31
3.1 Cefalometria	32
3.2 Oclusão	35
3.3 Biomecânica do Movimento Dentário	37
3.3.1 Aparelhos Ortodônticos	38
3.3.2 Componentes do Sistema de Forças Atuantes	41
3.3.3 Tipos de Movimentos Dentários.....	43
3.3.3.1 Inclinação	44
3.3.3.2 Translação	44
3.3.3.3 Rotação	45
3.3.3.4 Torque	46
3.3.3.5 Extrusão	47
3.3.3.6 Intrusão	47
3.3.4 Forças de Resistência ao Movimento Dentário	48

Capítulo 4 – Componentes da Arquitetura do J-Ortho	51
4.1 Mapeamento Geométrico	53
4.2 Geração da Malha 3D	57
4.3 Simulação do Tratamento Ortodôntico	63
4.3.1 A Ferramenta de Metamorfose J-Morph	64
4.3.2 O Simulador do Movimento Dentário	68
Capítulo 5 – Estudos de Casos	77
5.1 Retração dos Dentes Caninos	78
5.1.1 Paciente e Métodos	78
5.1.2 Utilizando o J-Ortho	82
5.1.3 Resultados	89
5.2 Projeção dos Dentes Incisivos Centrais	90
5.2.1 Paciente e Métodos	91
5.2.2 Utilizando o J-Ortho	93
5.2.3 Resultados	94
5.3 Afastamento Lateral dos Dentes Incisivos Centrais	96
5.3.1 Paciente e Métodos	96
5.3.2 Utilizando o J-Ortho	98
5.3.3 Resultados	100
5.4 Fechamento de Espaço entre os Dentes 1º Pré-molar e Canino	101
5.4.1 Paciente e Métodos	102
5.4.2 Utilizando o J-Ortho	104
5.4.3 Resultados	106

Capítulo 6 – Conclusão e Trabalhos Futuros	110
Anexo A – Anatomia do Dente	115
Anexo B - Pontos, Medidas e Ângulos Cefalométricos	117
Anexo C - Classificação dos Tipos de Forças	120
Anexo D – Características Anatômicas dos Estudos de Casos .	121
Anexo E – Algoritmos Implementados no J-Ortho	129
Bibliografia	134

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1: Relação de pontos e traçados cefalométricos.....	33
Figura 3.2: Relação das maloclusões conforme a classificação de Angle.....	36
Figura 3.3: Componentes do aparelho ortodôntico fixo	37
Figura 3.4: Estrutura do dente no osso alveolar	38
Figura 3.5: Alças (dobras ou laços) utilizadas para a geração de forças	40
Figura 3.6: Aplicação de força no dente canino	42
Figura 3.7: Centro de resistência e rotação de um dente	42
Figura 3.8: Momento causado por forças simples ou duplas	43
Figura 3.9: Movimento de inclinação do dente	44
Figura 3.10: Movimento de translação do dente	45
Figura 3.11: Movimento de rotação do dente.....	46
Figura 3.12: Movimento de torque do dente	46
Figura 3.13: Movimento de extrusão do dente.....	47
Figura 3.14: Movimento de intrusão do dente.....	47
Figura 3.15: Força de resistência ao movimento dentário	49
Figura 4.1: Componentes básicos da arquitetura do J-Ortho.....	52
Figura 4.2: Medidas extraídas do molde plástico da mandíbula do paciente...	54
Figura 4.3: Região de interesse para mapeamento geométrico da mandíbula.	55
Figura 4.4: Relação das linhas e ângulos cefalométricos	56
Figura 4.5: Tipos de fios ortodônticos implementados	58
Figura 4.6: Modelo geométrico do crânio	59

Figura 4.7: Representação hierárquica dos objetos da cena 3D	60
Figura 4.8: Visões do dente canino superior	61
Figura 4.9: Modelo geométrico do dente 3D com o <i>bracket</i>	61
Figura 4.10: Dentes superiores, <i>bracket</i> e arco ortodôntico	62
Figura 4.11: Hierarquia dos objetos que representam o modelo do crânio	63
Figura 4.12: Imagens para a metamorfose	64
Figura 4.13: Representação das linhas características na imagem	65
Figura 4.14: Imagem da janela de visualização do J-Ortho	69
Figura 4.15: Diagrama de classes da hierarquia dos objetos do J-Ortho	71
Figura 4.16: Deslocamento de um dente ao longo do arco ortodôntico	73
Figura 4.17: Movimento de inclinação do dente.....	73
Figura 4.18: Envoltório circular implementado para a detecção de colisão	75
Figura 5.1: Dados ortodônticos extraídos do paciente	79
Figura 5.2: Imagem do molde plástico dentários da mandíbula	80
Figura 5.3: Plano de tratamento para a maxila	81
Figura 5.4: Linhas características das imagens inicial e final da arcada do paciente	83
Figura 5.5: Registro fotográfico do paciente	85
Figura 5.6: Resultados da Ferramenta de Metamorfose J-Morph	86
Figura 5.7: Imagens do crânio do primeiro estudo de caso	88
Figura 5.8 Resultados da simulação do movimento 3D dos dentes	90
Figura 5.9: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente	91
Figura 5.10: Imagem do molde plástico dentário da mandíbula	92
Figura 5.11: Plano de tratamento para a maxila	92
Figura 5.12: Imagens do crânio do segundo estudo de caso.....	93

Figura 5.13 Resultados obtidos da simulação de forças	95
Figura 5.14: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente	97
Figura 5.15: Molde plástico dentário da arcada dentária inferior do paciente	97
Figura 5.16: Plano de tratamento para a maxila	98
Figura 5.17: Espaçamento existente entre as coroas dos dentes incisivos centrais superiores	99
Figura 5.18: Resultados obtidos da simulação de forças leves, moderadas e pesadas	101
Figura 5.19: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente	102
Figura 5.20: Imagem do molde plástico dentário da mandíbula	103
Figura 5.21: Plano de tratamento para o fechamento de espaço na mandíbula .	103
Figura 5.22: Imagens do Crânio do quarto paciente	104
Figura 5.23: Resultados obtidos da simulação de forças	108
Figura A.1: Relação dos dentes e posicionamento na arcada dentária	115
Figura A.2: Relação das partes anatômicas que compõem um dente	116
Figura A.3: Visões distal e incisal do canino inferior no osso alveolar.....	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Densidade do osso alveolar e do ligamento periodontal e dente	48
Tabela 3.2 – Valores utilizados na calibragem das camadas de tecido do Simulador de Coleta de Medula Óssea	50
Tabela B.1 Relação dos principais pontos cefalométricos	117
Tabela B.2 Relação entre as principais medidas e ângulos cefalométricos	118
Tabela C.1 Relação das forças ótimas para os diferentes tipos de movimentos	120

LISTA DE ALGORITMOS

Algoritmo E.1: Relação de pontos e traçados cefalométricos	129
Algoritmo E.2: Mapeamento dos dentes na arcada dentária.	130
Algoritmo E.3: Distribuição dos dentes na arcada dentária.	130
Algoritmo E.4: Geração da <i>Spline</i> Cúbica.	131
Algoritmo E.5: Seleção de um ou mais dentes.....	131
Algoritmo E.6: Configuração de propriedades do(s) dente(s) selecionado(s).....	131
Algoritmo E.7: Remoção de uma instância da classe Dente.	132
Algoritmo E.8: Animação do movimento dentário.	132
Algoritmo E.9: Método de detecção de colisão implementado.	133

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de ambientes gráficos para a simulação, treinamento e ensino de procedimentos médico-odontológicos tem sido alvo recente de pesquisa [Alcañiz et al. (1998), Machado (2003), Motohashi e Koruda (1999), Rodrigues (2001)]. Tradicionalmente, o treinamento e ensino de alunos e residentes é realizado utilizando-se cobaias, voluntários e manequins plásticos, com o devido acompanhamento de um profissional especialista. Conseqüentemente, o tratamento é realizado baseado em um processo de tentativa e erro, em que o nível de sucesso alcançado é diretamente vinculado ao grau de experiência clínica do profissional.

Na Ortodontia, o planejamento de um tratamento e a escolha de um modelo adequado de aparelho ortodôntico para um paciente específico, baseia-se exclusivamente na experiência clínica. Muitos ortodontistas estimam uma condição de carga ideal e correto posicionamento dos aparelhos com o objetivo de produzir uma movimentação, ainda que aproximada, de um determinado dente.

O tratamento ortodôntico tradicional baseia-se na obtenção do posicionamento adequado dos dentes no arco dental, buscando-se a correta oclusão de acordo com padrões estéticos e funcionais pré-estabelecidos [Marcotte (1993)]. Para tal, o ortodontista aplica forças na coroa do dente através de componentes do aparelho ortodôntico (*bracket*, molas, ligas elásticas e fios metálicos, entre outros). Comumente, o planejamento do tratamento e a escolha de um modelo de aparelho ortodôntico mais apropriado para o paciente são baseados exclusivamente na

experiência clínica do profissional. É muito comum prever inicialmente um movimento específico do dente (causado pela aplicação contínua de força durante um certo período de tempo), que na prática, não ocorre. Como resultado, o dente simplesmente não se move ou o movimento gerado é insuficiente para movê-lo até uma determinada posição desejada (devido ao baixo carregamento de forças aplicado).

Algumas das principais limitações dos métodos correntes utilizados em ortodontia são decorrentes do fato de que resultados de evolução do tratamento levam um tempo considerável para serem subjetivamente observados. Adicionalmente, o ortodontista geralmente não dispõe de sistemas computacionais para avaliar subjetivamente a evolução do tratamento e realizar as respectivas simulações. É evidente para os ortodontistas a necessidade de ferramentas que permitam gerar imagens realistas de possíveis posicionamentos dos dentes de tal forma a colaborar para a diminuição na ocorrência de situações inesperadas que eventualmente ocorrem na prática. Sejam estas ferramentas baseadas em tratamentos já finalizados para a aplicação na área de ensino ou, baseados em tratamentos ainda não-finalizados para a aplicação na área de simulação.

Atualmente, existe um número considerável de sistemas comerciais propostos para a prática ortodôntica, mas em nenhum caso integram as funcionalidades mencionadas anteriormente em um único software de código livre e de domínio público [Rodrigues (2003)]. Adicionalmente, a grande maioria desses produtos comerciais são de produção estrangeira. Existem alguns produtos desenvolvidos no Brasil focados exclusivamente para o gerenciamento clínico do paciente [Odontoway (2005); Ortodata (2005); Easydental (2005)] e na análise cefalométrica [Radiocef Studio (2005), Ortoview (2005)].

Neste trabalho, J-Ortho, um ambiente gráfico interativo para simulação de tratamento ortodôntico é proposto e implementado. Seu objetivo principal é a construção de um ambiente gráfico que possa representar modelos virtuais de casos ortodônticos reais, bem como o comportamento tridimensional do movimento dentário relativos aos planos de tratamento ortodôntico especificados para cada paciente.

No próximo capítulo, um número significativo de sistemas ortodônticos existentes são analisados. No capítulo 3, descrevem-se os conceitos básicos na área de Ortodontia, essenciais para a modelagem do tratamento ortodôntico. O J-Ortho é apresentado em detalhes no capítulo 4. Os resultados de simulação obtidos com o J-Ortho, baseados em 4 estudos de casos reais, são mostrados no capítulo 5. Em particular, um estudo de caso planejado (um ano de tratamento ortodôntico) e 3 casos de situações clássicas indesejáveis em Ortodontia são representados neste capítulo (retração dos dentes caninos, projeção dos dentes incisivos centrais, afastamento lateral dos dentes incisivos centrais, fechamento de espaço entre os dentes primeiro pré-molar e canino). Finalmente, no capítulo 6 são apresentadas conclusões e possíveis trabalhos futuros a serem desenvolvidos.

2 SISTEMAS ORTODÔNTICOS

Diversos são os trabalhos existentes na literatura envolvendo o desenvolvimento e o aprimoramento de sistemas de simulação de tratamentos ortodônticos e cirurgias ortognáticas (cirurgia para a correção do posicionamento da mandíbula, em casos de maloclusão) [Motohashi (1999), Alcañiz (2001), Machado (2003), Rodrigues (2003)].

Neste trabalho, os sistemas ortodônticos investigados podem ser classificados quanto às suas áreas de atuação, aplicação e formas de aquisição. Em particular, quanto às suas áreas de atuação, estes podem ser comerciais ou científicos. Nessa taxonomia os sistemas comerciais têm como objetivo servir de apoio ao profissional da área de saúde quanto à análise das características individuais do paciente, armazenando essas informações sob a forma de imagens e dados. Por outro lado, sistemas científicos têm como objetivo criar modelos matemáticos viáveis (por exemplo para representar o comportamento viscoelástico do ligamento periodontal e do osso alveolar) que possam representar o comportamento dos componentes na arcada dentária, quando sujeitos às variações nos possíveis tratamentos ortodônticos aplicados. Desta forma, servindo de fonte para as áreas de treinamento e ensino.

2.1. Comerciais

Os sistemas ortodônticos comerciais pesquisados tiveram como critério de seleção somente os produtos voltados a atender a área ortodôntica, na qualidade de

ferramentas de apoio a atividades de rotina dos profissionais da área. Estes podem ser classificados como: Sistemas de Gestão [Kodak Opms (2005), Program Director (2005), Dolphin Management Ortho (2005), Acuscape Executor (2005), Odontoway (2005)], Visualização 2D [Viewbox (2005), Morph-E (2005), Loop (2005), Dolphin Imaging (2005), Quick Ceph (2005), Kodak Orthodontic Imaging Software (2005), Acuscape Sculptor (2005), Radiocef Studio (2005), Ortoview (2005)], e Visualização 3D [Invisalign (2005), Orthocad (2005), The Acuscape Clinician (2005), Emodel (2005)]. A grande maioria é voltada à Gestão e à Visualização 2D. Poucos sistemas comerciais disponíveis permitem a visualização 3D. Constatou-se ainda que grande parte desses sistemas são de origem estrangeira, com alguns poucos sistemas nacionais no mercado [Odontoway (2005), Ortodata (2005), Easydental (2005), Radiocef Studio (2005), Ortoview (2005)]. Dentre os sistemas nacionais existentes, até o momento, não foi encontrado nenhum que represente a visualização tridimensional do tratamento ortodôntico aplicado, como desenvolvido nesta dissertação.

Em particular, os sistemas de Gestão se caracterizam como ferramentas de apoio ao gerenciamento comercial e administrativo de um consultório odontológico/ortodôntico [Kodak Opms (2005), Program Director (2005), Dolphin Management Ortho (2005), Acuscape Executor (2005), Odontoway (2005)]. Entre outras funcionalidades, estes permitem o controle da agenda da clínica, compromissos financeiros, controle de pacientes e acompanhamento do tratamento de cada paciente. Esses sistemas não possuem nenhuma similaridade com a pesquisa desenvolvida nesta dissertação.

Já os sistemas de Visualização 2D constituem ferramentas de apoio à obtenção, geração e análise de dados visuais 2D, tais como, ferramentas para

análise cefalométrica e de apresentação 2D. Estes têm como objetivo a exibição e a visualização 2D da evolução do tratamento ortodôntico aplicado ao paciente [Viewbox (2005), Morph-E (2005), Loop (2005), Dolphin Imaging (2005), Quick Ceph (2005), Kodak Orthodontic Imaging Software (2005), Acuscape Sculptor (2005), Radiocef Studio (2005), Ortoview (2005)]. As ferramentas de apresentação, por sua vez, ainda podem ser classificadas em ferramentas de *slides* [Ortoview (2005)] e de metamorfose [Morph-E (2005)]. Similarmente, um dos componentes da arquitetura do J-Ortho corresponde a uma ferramenta de metamorfose de imagens 2D [Barbosa e Rodrigues (2004)].

Os sistemas de Visualização 3D têm como objetivo permitir a visualização volumétrica das características do paciente, como a estrutura do molde da arcada dentária e dos dentes, a simulação do tratamento ortodôntico e a manufatura customizada de aparelhos específicos para o paciente [Invisalign (2005), Orthocad (2005), The Acuscape Clinician (2005), Emodel (2005)]. Estes se caracterizam por serem sistemas CAD, voltados à análise, medição e estudo do movimento dentário. Outra característica interessante desses sistemas é o uso de *scanners* 3D como ferramenta de entrada de dados para a representação automática no computador do molde dentário do paciente. Neste caso, impressões dentárias da mandíbula superior e inferior do paciente são encaminhadas a um centro de tratamento de imagens que efetua a importação desses dados e, posteriormente, os disponibiliza ao ortodontista para a manipulação dos dados através da rede (na forma de serviços). A grande vantagem desse tipo de serviço está no baixo custo de obtenção dos dados, armazenamento e manipulação do molde dentário do paciente, e a possibilidade de troca de informações entre ortodontistas de qualquer parte do mundo usando a rede [Invisalign (2005), Orthocad (2005), (The Acuscape Clinician

(2005), Emodel (2005)]. Esses sistemas são sistemas integrados a Sistemas de Gestão, Visualização 2D, como também a sistemas de manufatura de moldes de aparelhos customizáveis [Invisalign (2005)].

2.2. Científicos

Os sistemas ortodônticos científicos referem-se aos sistemas implementados com o objetivo de aplicar modelos computacionais à Ortodontia. Esses sistemas podem ser classificados quanto à sua representação (2D e 3D), quanto à sua área de aplicação (sistemas de medição cefalométrica 2D ou 3D), sistemas 3D de simulação e de validação de movimentos ortodônticos, baseados em modelos de elementos finitos [Cattaneo et al. (2005), Jones et al. (2001), Meyer et al. (1990), Middleton et al. (1990), Motohashi e Kuroda (1999)]. A importância das pesquisas recentes realizadas nessa área está na exploração de diversas situações ortodônticas pelo profissional especialista em pacientes virtuais.

2.2.1. Bidimensionais

Geralmente, os sistemas ortodônticos 2D se referem a ferramentas para a medição e a análise cefalométrica 2D ou 3D. Vários estudos comparativos entre os métodos de análise cefalométrica tradicionais e os computadorizados podem ser realizados para validação dos resultados obtidos [Amad (2004), Ferreira e Telles (2002)]. Esses identificam a existência de erros comuns a estes dois métodos de medição e análise. Os sistemas cefalométricos computadorizados têm obtido resultados mais precisos quanto à identificação dos pontos cefalométricos. Isso se deve às características da mensuração no computador, que são agora realizadas por *pixel* [Amad (2004)].

As técnicas de geração automática dos pontos cefalométricos facilitam o processo de identificação de pontos estratégicos para a intervenção ortodôntica, mas a intervenção manual para a correção de erros ainda se faz necessária [Amad (2004)]. Em particular, a qualidade da análise cefalométrica está diretamente ligada ao grau de conhecimento na área do profissional que realizar as medições no Raio-X, à qualidade da imagem e do contraste obtidos no Raio-X.

2.2.2. Tridimensionais

Meyer (1990) desenvolveu um sistema 3D assistido por computador que permite prever os movimentos ortodônticos do dente sobre a influência de um sistema de forças e momento [Meyer et al. (1990)]. Sua aplicação se restringe à simulação do movimento dos dentes frontais de um paciente virtual modelo, de acordo com a aplicação de forças selecionadas pelo usuário. As mudanças no posicionamento dos dentes frontais são exibidas no monitor em forma de animação 3D. O sistema proposto por Meyer é composto por um simulador do movimento dentário que, de forma parametrizada (posicionamento dos dentes na arcada dentária, aplicação de forças e momentos), aplica os conceitos básicos da Biomecânica para a realização do movimento dentário. O modelo virtual de Meyer se baseia em dentes virtuais representados apenas pelos dentes incisivo central, incisivo lateral e canino (superiores e inferiores). Os dentes virtuais baseiam-se em representações geométricas de seus formatos [Figún (2003)]. Objetos 3D como a maxila, mandíbula e crânio não fazem parte desse modelo virtual 3D. A proposta de Meyer trata somente da movimentação dentária dos dentes incisivos centrais e laterais (da maxila e mandíbula), dada a aplicação de uma força específica, não

levando em consideração o tipo de fio ortodôntico utilizado, nem as forças de resistência existentes ao movimento dentário.

O sistema desenvolvido por Middleton para simular o movimento dentário baseia-se na aplicação do Método de Elementos Finitos [Zienkiewicz (1971)] para analisar a tensão e a pressão sofrida pelo ligamento periodontal no movimento dentário do canino superior [Middleton et al. (1990)]. Esse modelo de elemento finito foi desenvolvido a partir de uma réplica de cerâmica deste dente e de uma imagem de Raio-X. Forças horizontais e rotacionais são aplicadas na coroa do dente. Ao final da simulação, são gerados relatórios sobre os deslocamentos produzidos e sobre a pressão sofrida pelo ligamento periodontal. Estas informações quantitativas são utilizadas para avaliar a eficiência de determinado tipo de tratamento ortodôntico. A aplicação da proposta de Middleton limita-se apenas analisar o comportamento do ligamento periodontal, não correspondendo a um sistema de simulação do movimento dentário baseado em um tratamento ortodôntico real. O modelo virtual usado possui apenas o modelo geométrico 3D do dente canino, não fazendo parte de seu modelo virtual, os demais dentes da maxila e mandíbula. Além disso, em seu trabalho, não foram consideradas informações importantes como o tipo de fio ortodôntico usado para simular o movimento dentário. Diferentemente da proposta apresentada por Middleton, neste trabalho, o J-Ortho aborda a movimentação geométrica de todos os dentes da arcada dentária, levando-se em consideração o tipo de fio ortodôntico utilizado, não realizando nenhum tipo de análise (por exemplo o comportamento da estrutura do ligamento periodontal sobre a aplicação de forças para realizar a movimentação dentária) baseada no Método de Elementos Finitos.

O estudo realizado por Bourauel também baseia-se na aplicação do Método de Elementos Finitos para a avaliação e validação de dois modelos numéricos de um

sistema ortodôntico genérico [Bourauel et. al. (1999) 14]. O primeiro baseia-se em um modelo de representação da deformação do ligamento periodontal para o movimento do dente. O segundo, nas deformações do osso alveolar para a remodelagem óssea. Ambos foram integrados em um pacote de elementos finitos para o cálculo da tensão, esforço e grau de deformação do dente e de sua estrutura de suporte, e para o movimento dentário através do osso alveolar. A descrição geométrica utilizada para a modelagem geométrica do dente baseia-se no tamanho total do dente (coroa e raiz), bem como nas suas dimensões de comprimento e largura. O modelo virtual utilizado baseia-se em um modelo simplificado da geometria do dente canino superior, do ligamento periodontal e da estrutura do osso alveolar. Os dados para a modelagem dos estudos de casos (posição inicial, orientação, tamanho da raiz e as dimensões do dente canino) foram obtidos através do molde plástico da arcada dentária, bem como de imagens de Raio-X dos pacientes voluntários. Bourauel utilizou estudos clínicos de retração do canino em 5 pacientes como estudos de casos para avaliação e validação dos modelos propostos. Neste trabalho, similarmente, a modelagem geométrica dos dentes baseia-se no tamanho total dos dentes (coroa e raiz). O sistema desenvolvido por Bourauel apenas avalia os possíveis movimentos realizados pelo dente canino superior, não considerando o comportamento dos demais dentes, sendo sua aplicação restrita para a avaliação do modelo proposto, baseado na deformação do ligamento periodontal como processo inicial de movimento dentário do canino superior.

Alcañiz propôs um sistema 3D para o planejamento do tratamento ortodôntico e do movimento dentário, onde descreve uma técnica de visão computacional para aquisição, processamento e geração de imagens 3D do perfil de impressões dentais,

baseada em um método de triangularização de superfícies [Alcañiz et al (1998)]. Esse sistema baseia-se na construção de um modelo bastante simplificado do comportamento do arco dentário e das leis de comportamento de viscosidade (unidimensionais), para simular o deslocamento dos dentes. O processo de captura de imagens utilizado baseia-se na construção de um modelo virtual da arcada dentária a partir de impressões em massa odontológica, importadas para o sistema através de um processo de varredura a laser, realizado uma única vez sobre o molde. Nesta dissertação, são utilizados moldes plásticos, porém as medidas obtidas são fornecidas pelo usuário, não havendo captura de dados através de processamento de imagens. Alcañiz, para validar a sua solução de captura por laser, realizou experimentos em 60 moldes plásticos obtidos de voluntários. Entretanto, utilizando apenas dados geométricos da coroa do dente. Adicionalmente, não trata o importante processo de detecção de colisão entre os dentes, restringindo-se apenas à visualização 3D do movimento dentário. No J-Ortho, efeitos de colisão são tratados para refletir aspectos de desalinhamento entre dentes colidentes, bem como prover este simulador com um maior grau de realismo.

Motohashi propôs um sistema CAD 3D de moldes dentários para o diagnóstico e planejamento de tratamentos ortodônticos de pacientes. Conduziu algumas aplicações clínicas preliminares, onde o sistema utilizado para a entrada de dados corresponde a um sistema *laser-scanning* de análise 3D, com 0.25mm de precisão [Motohashi e Kuroda (1999)]. O sistema de captura utiliza uma técnica de varredura em duas direções diferenciadas (o molde 3D é varrido ao longo do plano x, z no sentido do eixo x, e depois rotacionado em 90° em y e, então, varrido novamente, mas no sentido do eixo z). Essa técnica de captura gera dois arquivos de dados, compostos pelos dados das regiões da frente e de trás dos dentes. Estes são

combinados, formando os dados 3D do molde dentário do paciente. Cada dente é criado individualmente e depois disposto ao longo do arco dentário virtual do paciente. O sistema baseia-se em um modelo de elementos finitos, que permite a análise de medidas dentárias, simulação do movimento dentário e cirurgia ortognática¹. Permite, ainda, o rápido processamento e a avaliação da variação do movimento 3D dos dentes, relativos ao plano x, y, e z formado pelo crânio. Entretanto, o sistema proposto por Motohashi e Kuroda tem suas limitações. Trata basicamente da captura e modelagem de moldes dentários a partir de um processo de varredura a laser e da modelagem 3D da arcada dentária para auxiliar no diagnóstico da arcada dentária do paciente, como também simular cirurgia ortognática. Não aborda, por exemplo, aspectos biomecânicos importantes da movimentação dentária referente a um plano de tratamento ortodôntico com o objetivo de corrigir o posicionamento através da aplicação de aparelhos ortodônticos.

O trabalho realizado por Jones se refere a um modelo computacional 3D baseado em um modelo de elementos finitos do ligamento periodontal do dente incisivo central e incisivo lateral da maxila. Sua pesquisa estuda o comportamento do movimento desses dentes sob a ação de forças ortodônticas [Jones et al. (2001)]. O objetivo do estudo é validar o modelo computacional proposto. Para tal, foi utilizado um aparato *laser* para realizar a medição a cada 0,01 segundos, durante 1 minuto, em 10 voluntários sob a ação de uma força constante de 0,39N. Os dados obtidos foram usados para cálculo das propriedades físicas do ligamento periodontal. Jones concluiu, por intermédio de seus experimentos, que o ligamento periodontal é o principal mediador do movimento ortodôntico dentário.

(1) Cirurgia Ortognática = Cirurgia de correção de deformações bucomaxilofacial.

Todavia, o sistema proposto trata apenas da movimentação dos dentes incisivos, com foco na avaliação do comportamento do ligamento periodontal, em resposta à aplicação de forças ortodônticas. Não são tratados aspectos relacionados à movimentação do dente em torno do arco dentário e tipo de fio ortodôntico utilizado. O acompanhamento do movimento dentário é realizado de forma quantitativa, não permitindo ao usuário, acompanhar a evolução de um determinado tratamento ortodôntico. Nesta dissertação, os aspectos dimensionais dos dentes (coroa e raiz), da mandíbula e da inclinação mandibular são tratados no J-Ortho de forma a se aproximar ao modelo da anatomia do paciente, bem como simular a movimentação dos dentes na arcada dentária, de acordo com o tipo de fio ortodôntico utilizado.

Soncini e Pietrabissa apresentam uma abordagem 3D quantitativa para a previsão do movimento dentário, servindo de base para a construção de uma ferramenta computacional para auxiliar o ortodontista no projeto de aparelhos ortodônticos [Soncini e Pietrabissa (2002)]. O modelo 3D é utilizado para calcular o movimento do dente ao longo do tempo, em relação a um quadro fixo de referência, localizado no meio do arco dentário. A interface do sistema permite ao ortodontista interagir com o sistema, gerenciando os padrões das referências geométricas e dos parâmetros utilizados para o planejamento do tratamento. Como parâmetros utilizados pelo sistema tem-se a posição do dente no arco dentário, as dimensões do dente (tamanho da coroa e da raiz), e o sistema de forças aplicados à coroa do dente. Similarmente a este trabalho, o J-Ortho permite ao usuário interagir com o sistema para configurar o plano de tratamento ortodôntico a ser simulado, bem como para visualizar o movimento dentário.

Adicionalmente, Soncini e Pietrabissa utilizaram um modelo de representação do comportamento viscoelástico do ligamento periodontal e do osso alveolar. O

modelo geométrico baseia-se em um modelo virtual genérico, ajustado conforme parâmetros de entrada (tamanho e posicionamento do dente do paciente na arcada dentária), com o objetivo de simular o movimento dentário, dada a aplicação de forças ortodônticas. Para avaliação do modelo proposto foram realizadas simulações utilizando-se 4 estudos de casos, relatados em experimentos anteriores [Andreasen e Zwanziger (1980), Lee (1995)]. Porém, o sistema trata somente da movimentação de um único dente (canino inferior) ou dos dentes molar e canino (para o fechamento de espaços). Não foram abordadas situações referentes à detecção de colisão entre os dentes, nem de simulação do movimento dos demais dentes e de situações de movimentos indesejáveis do movimento dentário, como realizado no J-Ortho.

Keilig et. al especificaram movimentos dentários via uma análise da eficiência da aplicação de diferentes métodos de tratamentos ortodônticos (movimentação 3D dos dentes superiores ou inferiores, uso de diferentes tipos de aparelhos, *brackets* e fios ortodônticos) [Keilig et al. (2003)]. O método utilizado baseia-se na descrição do movimento dentário utilizando a diferença entre a posição inicial e a posição final do dente. O método proposto foi aplicado em 20 moldes da mandíbula superior de pacientes em tratamento. Esses moldes foram produzidos no início e no final do tratamento e, então, digitalizados através de um sistema de varredura a *laser*. Os moldes digitalizados são superimpostos através de um algoritmo de emparelhamento de superfície a superfície. A superfície dos dentes movimentados é segmentada e a determinação do movimento do dente é acompanhada através da conferência da sua posição no início e no final do tratamento. Como resultado desta pesquisa, observa-se a grande precisão dos diferentes esquemas de tratamento (0,2 mm de translação e 1º de rotação). Contudo, esse método permite apenas a análise

dos movimentos obtidos de tratamentos ortodônticos já realizados, comparando resultados e auxiliando o profissional de ortodontia na determinação do método mais eficiente aplicado. Na implementação proposta por Keilig et al., não é permitido ao usuário interagir com o sistema com o objetivo de modificar configurações para simular possíveis comportamentos dentários, como proposto nesta dissertação.

Neste trabalho, J-Ortho, um ambiente gráfico 3D interativo de código aberto para a simulação de tratamentos ortodônticos é proposto e implementado. O sistema permite, a partir de configurações iniciais fornecidas pelo usuário, simular o comportamento dentário em diferentes situações em Ortodontia. Em particular, J-Ortho aborda aspectos de mapeamento geométrico dos dados fornecidos na configuração inicial do sistema e detecção de colisão entre dentes. Além disso, apresenta um modelo simplificado de resistência ao movimento dentário, bem como uma ferramenta de metamorfose de imagens, utilizada para a visualização 2D da evolução do tratamento dentário. Quatro estudos de casos são também conduzidos com o objetivo de explorar as capacidades do sistema, bem como identificar suas limitações. A médio prazo, espera-se que o J-Ortho possa ser útil para o ensino e treinamento de ortodontistas, residentes e estudantes, bem como para a simulação de diversos tipos de tratamento ortodônticos.

Neste capítulo, foram classificados e revistos os sistemas de computação existentes, aplicados à área de Ortodontia, incluindo suas principais limitações. Verificou-se que os sistemas comerciais atuais são em sua maioria estrangeiros, com poucos sistemas nacionais desenvolvidos até a presente data. Além disso, identificou-se também a inexistência de um sistema 3D assistido por computador para a simulação de tratamento ortodôntico, de código aberto e multiplataforma.

3 CONCEITOS FUNDAMENTAIS EM ORTODONTIA

Este capítulo descreve os conceitos fundamentais em Ortodontia, comumente utilizados no planejamento de tratamentos ortodônticos. Serão tratados os principais conceitos referentes à Cefalometria, à Oclusão Dentária, e à Biomecânica do movimento dos dentes, necessários para a representação do comportamento do movimento dentário durante um tratamento ortodôntico. O tratamento ortodôntico tem como objetivo obter o posicionamento ideal dos dentes na arcada dentária para alcançar uma melhor oclusão² e aparência estética do paciente [Soncini e Pietrabissa (2002)].

A Cefalometria é uma ferramenta utilizada pelos ortodontistas para o diagnóstico e planejamento de possíveis tratamentos e para a realização de comparações (entre medidas e angulações extraídas do cefalograma³ do paciente e valores padrões de normalidade cefalométrica). O diagnóstico busca evidenciar os desvios (da arcada dentária de um paciente), de um padrão básico de normalidade [Foster (1993)]. O planejamento do tratamento busca ações clínicas a serem realizadas para se alcançar um certo padrão pré-estabelecido de normalidade da face. As comparações são realizadas com base nas leituras dos valores de diferentes grandezas cefalométricas.

- (2) Oclusão = posicionamento ideal dos dentes na arcada dentária. Relação posicional entre os dentes que configura uma mordida ideal [Soncini e Pietrabissa (2002)].
- (3) Cefalograma = Desenho do contorno da face e do crânio do paciente, com os respectivos pontos, traçados e angulações cefalométricas.

Por exemplo, baseadas nas distâncias entre pontos-chaves da face e suas angulações, que são medidas sobre o cefalograma, como mostra a Figura 3.1. A classificação da maloclusão dentária, por sua vez, corresponde a uma característica auxiliar na identificação do tipo de problema apresentado pelo paciente, bem como a um dos parâmetros usados para a definição de um determinado tratamento ortodôntico. O conhecimento da Biomecânica do movimento do dente permite ao ortodontista determinar que tipo de aparelho e quais forças potencialmente aplicar durante o tratamento ortodôntico, para que um determinado movimento seja realizado. Essas forças mecânicas são empregadas pelo aparelho ortodôntico [Langlade (1995)], de acordo com as leis básicas de Newton (ação e reação). Nas próximas seções, serão apresentados maiores detalhes sobre cada um destes principais conceitos sucintamente introduzidos.

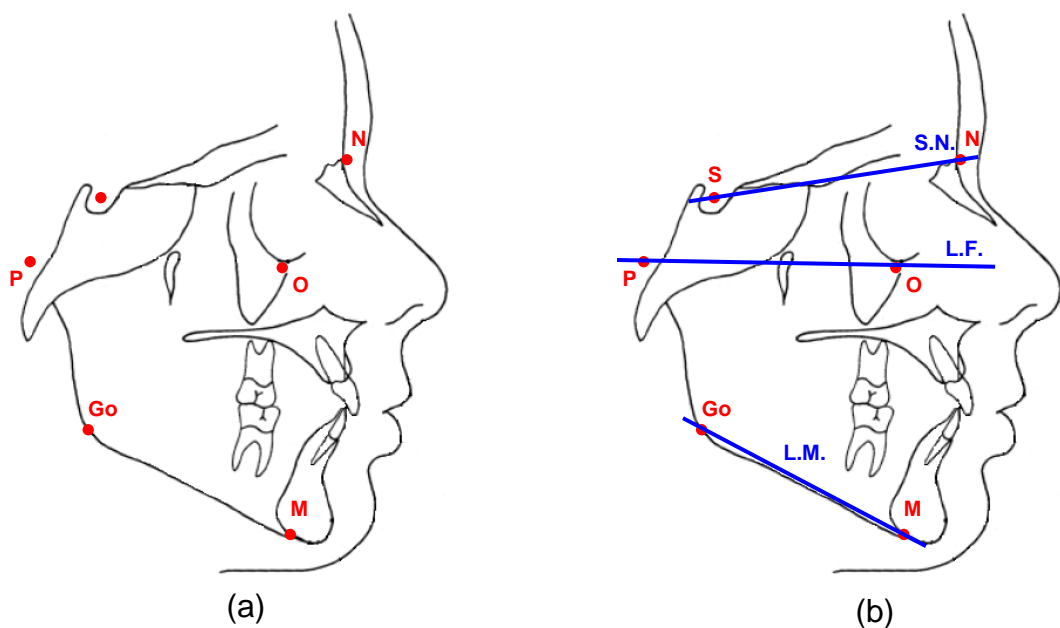
3.1 Cefalometria

A Cefalometria corresponde à medição das dimensões da cabeça humana com fins científicos [Graber e Vanarsdall (1998)]. A Cefalometria desempenha um papel fundamental no diagnóstico e na correção cirúrgica de deformações das regiões oral e maxilo-facial. A prática tradicional efetua a análise cefalométrica sobre uma radiografia lateral do crânio, na qual são assinalados alguns pontos anatômicos relevantes, a partir dos quais se extraem distâncias e ângulos que caracterizam a estrutura dos ossos da face do paciente. Esta análise é, em geral, feita manualmente por profissionais ligados à área, colocando uma folha de papel transparente sobre a radiografia.

A relação esquelética do crânio (maxila e mandíbula) possui um papel importante no tratamento ortodôntico, pois limita a quantidade de movimento

dentário que pode ser produzido para se alcançar o devido posicionamento dos dentes na arcada dentária e, conseqüentemente, uma melhor oclusão e estética facial. A avaliação dessa relação esquelética é necessária para estimar quais são os fatores ósseos limitantes, presentes na anatomia do paciente.

A avaliação radiográfica é baseada no método da radiografia cefalométrica padronizada por Broadbent [citado em Foster (1993)], cujo objetivo é produzir radiografias padronizadas da cabeça. As imagens obtidas são usadas nos estudos longitudinais de crescimento da cabeça, comparações de tamanho e da variação da forma entre indivíduos ou grupos, bem como para a avaliação individual. Para a avaliação esquelética usa-se a vista lateral do crânio (Figura 3.1).



<u>Legenda Pontos Cefalométricos</u>	
Go	- Gônio
M	- Mento
N	- Násio
O	- Orbital
P	- Pório
S	- Sela

<u>Legenda Linhas Cefalométricas</u>	
L.F.	- Linha de Frankfurt
L.M.	- Linha Mandibular
S.N.	- Linha Sela-Násio

Figura 3.1 Relação de pontos e traçados cefalométricos. Em (a), são exibidos alguns pontos cefalométricos e, em (b), alguns dos traçados cefalométricos mais importantes.

A avaliação cefalométrica baseia-se em determinados pontos (localizados na radiografia) e nas medidas lineares e angulares obtidas da radiografia. A expressão das medidas (lineares e angulares) permite a análise do tamanho e da forma esquelética do paciente [Foster (1993)]. Convencionalmente, recorre-se à utilização de linhas de referência, construídas através da união de pontos nas radiografias laterais do crânio para a determinação de planos cefalométricos [Graber e Vanarsdall (1998)] (Figura 3.1). Dentre as linhas comumente usadas, tem-se a linha de Frankfort (L.F.), que une os pontos orbital (O) e o pório (P) no lado esquerdo. Esta linha é aceita como a linha horizontal da cabeça e usada para a sua orientação nas determinações clínicas e radiográficas. A linha sela-násio (S.N.) é usada para determinar a base craniana anterior, na qual a posição dos dentes está geralmente relacionada na análise cefalométrica. A linha mandibular (L.M.) une o gônio (Go) e o mento (M), representando a linha inferior da mandíbula. Tem-se como forma esquelética e oclusal ideal, que as extremidades incisivas dos incisivos centrais inferiores devam permanecer sobre (ou próximas) dessa linha.

As determinações cefalométricas são bastante utilizadas no diagnóstico e no planejamento ortodôntico, onde o tamanho do maxilar, a forma e a relação esquelética afetam a posição final dos dentes, limitando o tratamento. A estimativa da relação esquelética consiste em avaliar a inclinação dos dentes incisivos superiores e inferiores, as diferenças do posicionamento horizontal dos dentes superiores em relação aos dentes inferiores, e a inclinação dos demais dentes em relação às suas posições ideais [Moyers (1991)]. Em particular, a relação esquelética é geneticamente determinada, onde as diferenças no padrão de variação existem em diferentes populações.

A cefalometria digital é um sistema assistido por computador para efetuar a análise cefalométrica. O Raio-X lateral do paciente é digitalizado e a imagem é então tratada pelo sistema computacional para a geração e a análise dos pontos cefalométricos. É um dos recursos da atualidade mais utilizados por laboratórios de radiografia.

3.2 Oclusão

A oclusão se refere ao posicionamento ideal dos dentes na arcada dentária e é geometricamente definida pela linha de oclusão de Edward Angle [citado por Unc (1999)]. A maloclusão se refere à disposição incorreta dos dentes nas arcadas (superior e/ou inferior) [Graber e Vanarsdall (1998)] e tem sido usada como referência pelos ortodontistas até os dias atuais [Unc (1999)]. A maloclusão possui 3 classes, que baseiam-se na relação da oclusão entre o 1º molar superior e o 1º molar inferior, conforme mostra a Figura 3.2. A oclusão normal se refere ao correto posicionamento e nivelamento dos dentes na arcada dentária e serve de base para a classificação da maloclusão. A maloclusão de Classe I se refere à situação de correto posicionamento dos molares e desalinhamento dos demais dentes. A maloclusão de Classe II se refere ao mau posicionamento do 1º molar inferior, que se encontra anterior ao 1º molar superior. Finalmente, a maloclusão de Classe III se refere ao posicionamento incorreto do 1º molar inferior, que se encontra após o 1º molar superior [Unc (1999)].

As maloclusões podem ser causadas por diversos fatores como, por exemplo, a má formação óssea da mandíbula (ou da maxila), ocasionando um aumento ou redução de seu tamanho. Exemplos típicos de classificação de maloclusão de Classe II são caracterizados por uma redução no tamanho da mandíbula e maxila de

tamanho normal, ou por um aumento no tamanho da maxila com uma mandíbula de tamanho normal. Já as de Classe III, são caracterizadas por uma mandíbula com tamanho normal, mas cuja maxila tem tamanho reduzido ou por um aumento no tamanho da mandíbula, mas com uma maxila de tamanho normal. Especialistas na área de Ortodontia reportam o fato de que, geralmente, os problemas de má formação óssea de Classe II ou Classe III são diretamente ligados ao aumento ou à redução no tamanho da mandíbula.

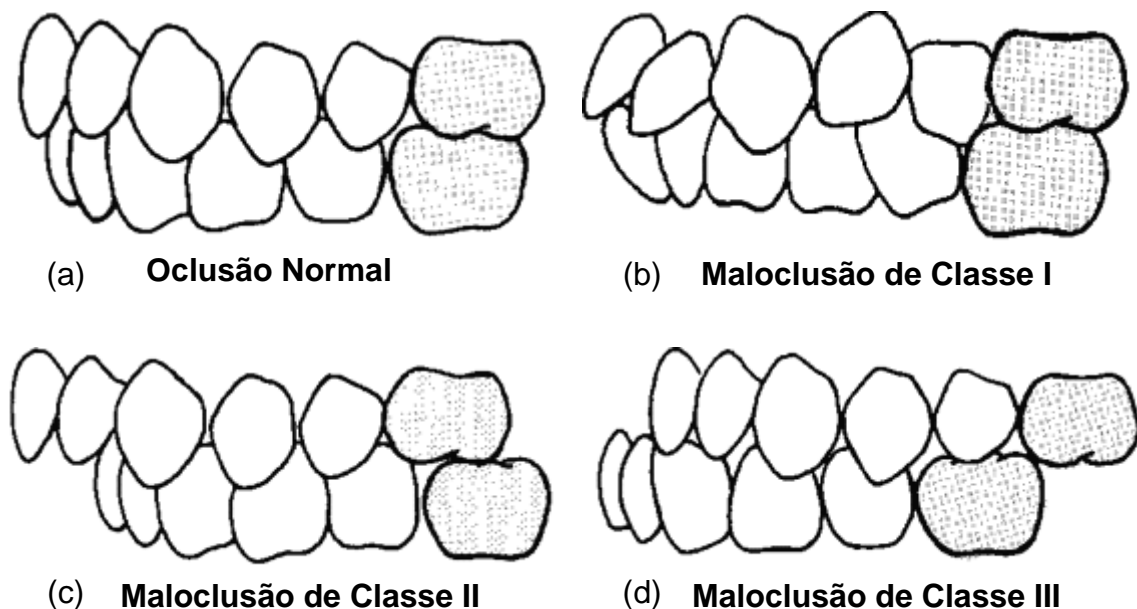


Figura 3.2: Relação das maloclusões conforme a classificação de Angle: oclusão normal (a), malocclusão de Classe I (b), malocclusão de Classe II (c) e malocclusão de classe III (d), (extraído de [Unc (1999)]).

A classificação da malocclusão em um paciente é uma das ferramentas utilizadas para a determinação do tratamento ortodôntico a ser aplicado. Esta pode ser determinada através do exame clínico (onde o especialista em ortodontia examina a boca do paciente), da Cefalometria, ou através do molde plástico dentário.

3.3 Biomecânica do Movimento Dentário

O controle da movimentação do dente é tratado pela especialidade da odontologia chamada Ortodontia, que estuda os problemas da oclusão dental, referentes ao posicionamento dos dentes na arcada dentária, e das arcadas dentárias entre si. A busca pela posição correta dos dentes melhora a estética, a fonação, a higiene, e a distribuição das forças da mastigação (forças que atuam nos dentes durante o ato de mastigar alimentos). O tratamento baseia-se no movimento dentário através da aplicação de forças prolongadas. O dente move-se através do osso alveolar, levando toda a estrutura que o suporta (Figura 3.4). A Ortodontia faz uso de vários tipos de aparelhos ortodônticos para o controle do movimento do dente. Por exemplo, os aparelhos fixos podem ser utilizados pelo ortodontista para gerar e controlar os sistemas de forças necessários à movimentação e manutenção da posição dos dentes (Figura 3.3).

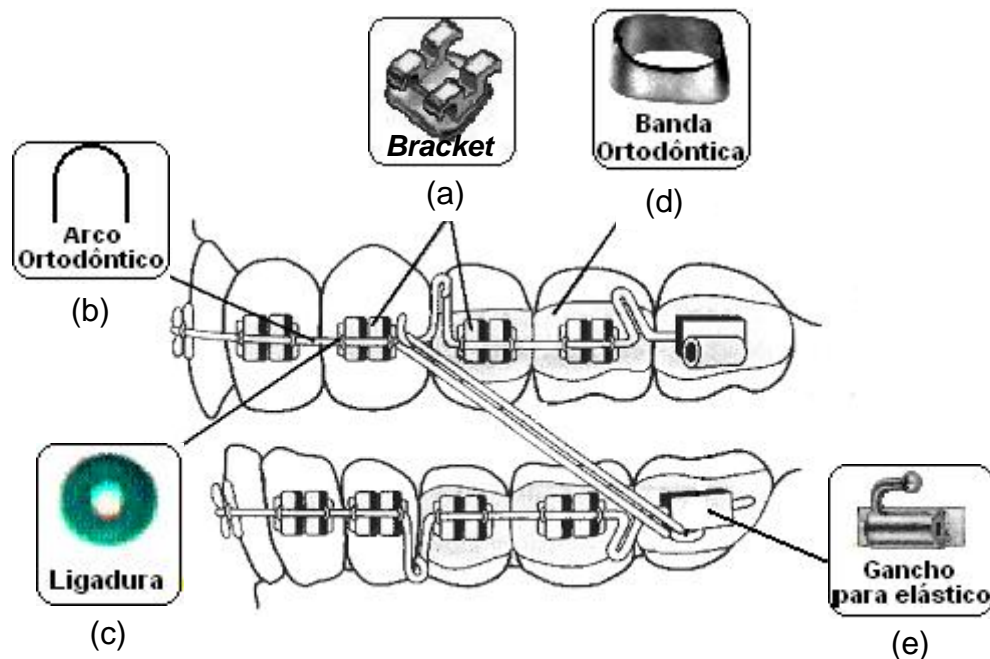


Figura 3.3: Componentes do aparelho ortodôntico fixo: *Brackets* (a), fio ortodôntico (b), ligaduras (c), bandas (d), ganchos e ligas elásticas (e) [Orthodontic Dictionary (2005)].

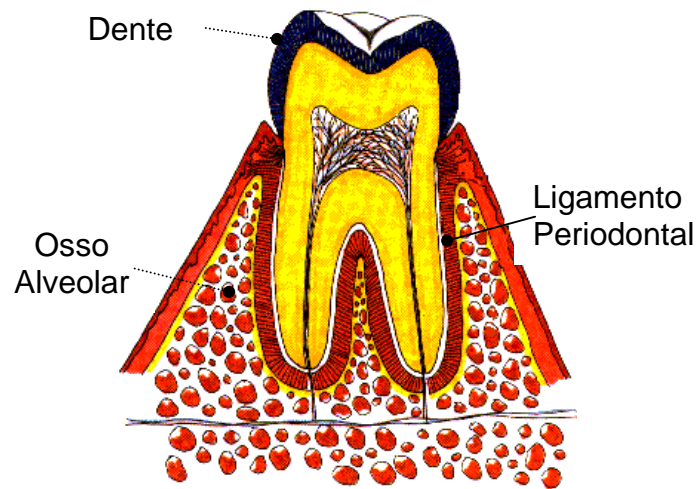


Figura 3.4: Estrutura do dente no osso alveolar.

3.3.1 Aparelhos Ortodônticos

Os dentes movem-se em resposta à pressão gerada pelo aparelho ortodôntico. O domínio do princípio da movimentação dentária (básico para a confecção de anéis e construção de arcos ortodônticos), é fundamental para a eficiência de um tratamento ortodôntico [Langlade (1995), Marcotte (1993), Moyers (1991)]. Estudos demonstram que, independentemente do tipo de fio e do *bracket* utilizados, o tempo médio para o tratamento da maloclusão varia de 18 a 24 meses, ou seja, o fator limitante para o movimento do dente encontra-se na estrutura biológica do paciente, e não no aparelho. O tratamento ortodôntico pode utilizar vários tipos de aparelhos, entre os quais, os fixos e/ou removíveis. Estes aparelhos são usados como instrumentos para a movimentação dentária e para a retração dos músculos e condicionamento do crescimento dos maxilares. Em particular, funcionam pela aplicação cuidadosa da pressão sobre os dentes, maxilares e mandíbula. A gravidade do problema determina o tratamento ortodôntico mais adequado e mais eficaz para cada paciente investigado.

Os tratamentos ortodônticos que fazem uso de aparelhos fixos (bandas, arames e/ou *brackets*) são os mais comuns. As bandas estão fixas à volta dos dentes ou de um dente que serve de pilar no tratamento (Figura 3.3(d)), enquanto que os *brackets* são muitas vezes fixos na superfície externa dos dentes (Figura 3.3(a)). Os arcos de arame passam por entre os *brackets* e são fixos nas bandas (Figura 3.3(b)). O aparelho ortodôntico fixo é composto por vários elementos. Os *brackets* são os elementos colados aos dentes ou soldados às bandas, onde são colocados os arcos ortodônticos. O arco ortodôntico é amarrado a todos os *brackets* e cria os sistemas de forças que movem os dentes para o alinhamento correto. As ligaduras (Figura 3.3(c)) são usadas para prender o arco ortodôntico aos *brackets*. Sua composição pode ser de fios metálicos finos ou elásticos. As bandas ortodônticas correspondem a anéis metálicos colados ao redor dos dentes, em que podem ser soldados *brackets* e outros acessórios. Por fim, os ganchos para elásticos (Figura 3.3(e)) são usados para a conexão de elásticos ortodônticos, que também ajudam a mover os dentes até a sua posição final.

O uso de fios redondos nos *brackets* é adequado para situações nas quais o controle do movimento é realizado em apenas duas direções (rotação em x e em z). No caso do uso de fios retangulares em canaletas, também retangulares, o controle do movimento se estende às três direções (movimentos em x , y e z , podendo ser translações ou rotações, sob o centro de rotação do *bracket*) [Langlade (1995), Marcotte (1993), Moyers (1991)]. O aperto do arco de arame promove uma tensão nos dentes, movendo-os gradualmente até a posição pretendida. Os aparelhos fixos comuns são habitualmente ajustados à boca. Assim, resultados eficazes de tratamento podem ser obtidos dentro de alguns meses ou anos. Hoje em dia, os aparelhos fixos mais comuns são menores, mais leves e são compostos por uma

quantidade de metal inferior aos modelos utilizados no passado. Os mantenedores de espaço fixos (tipo de aparelho ortodôntico fixo) são usados para os casos de perda de um dente. Em particular, o objetivo é manter o espaço existente até que um dente permanente erupcione ou uma prótese seja colocada no espaço existente.

O uso de elásticos ou borrachas no tratamento ortodôntico tem como objetivo auxiliar na movimentação do dente. Eles fornecem a força extra para a movimentação dos dentes através do fio ortodôntico. Para que os dentes se movimentem, estes devem sofrer uma força em uma mesma direção, por um determinado tempo. Caso essa força seja aplicada durante um tempo inferior ao estabelecido, os dentes tenderão a retornar à posição inicial.

Os aparelhos fixos caracterizam-se pelo uso de *brackets* como meio de transmissão da força aplicada através de alças (dobras ou *loops*), incorporadas ao fio ortodôntico, o qual é responsável pela movimentação dentária (Figura 3.5).

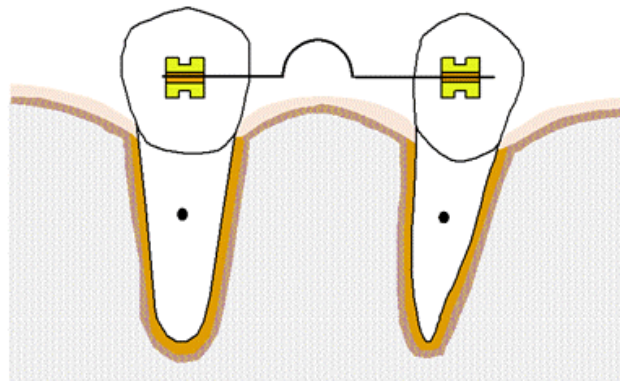


Figura 3.5: Alças (dobras ou laços) utilizadas para a geração de forças (extraído de [Unc (1999)]).

A aplicação de alças acarretam a presença de forças que obedecem à lei de Hook, em que o aumento da força é proporcional à distância de deformação de uma mola. Esta relação é representada por $F = k.\Delta x$, em que F corresponde à força

aplicada, k à constante elástica da mola e Δx à deformação da mola (variação do comprimento da mola após sofrer a ação de uma força de compressão ou extensão). O valor da constante elástica depende das características físicas do fio, ou seja, da liga que compõe a mola [Langlade (1995), Marcotte (1993), Moyers (1991)].

3.3.2 Componentes do Sistema de Forças Atuantes

As forças mecânicas empregadas pelo aparelho ortodôntico são definidas pela sua intensidade, direção e ponto de aplicação [Langlade (1995)], de acordo com as leis básicas de Newton (ação e reação). A força e a aceleração são componentes vetoriais, ou seja, possuem magnitude, sentido e direção. Tanto a força como a aceleração devem ter a mesma direção e sentido. A massa é um componente escalar, que corresponde à massa do dente [Baraff (1995), Witkin (1997)]. Ao ser aplicada uma força sobre um dente em um ponto qualquer de sua superfície, este se desloca a uma distância proporcional à força aplicada no seu centro de resistência, podendo sofrer uma translação ou uma rotação. Então, para controlar o movimento de um dente específico é preciso conhecer o seu centro de resistência e o seu centro de rotação. O centro de rotação corresponde ao ponto em torno do qual o corpo do dente pode ser girado. O centro de rotação está diretamente ligado à relação momento-força, que determina para onde o centro de rotação irá se deslocar [Langlade (1995), Moyers (1991), Graber (1998)].

Na Figura 3.6, por exemplo, o centro de resistência (C_r) corresponde ao centro de massa do dente, ou seja, ao ponto de concentração de resistência ao movimento. Se o dente estiver embutido em alguma estrutura, o centro de resistência muda do centro do dente para o centro da porção que estiver embutida [Langlade (1995), Moyers (1991)].

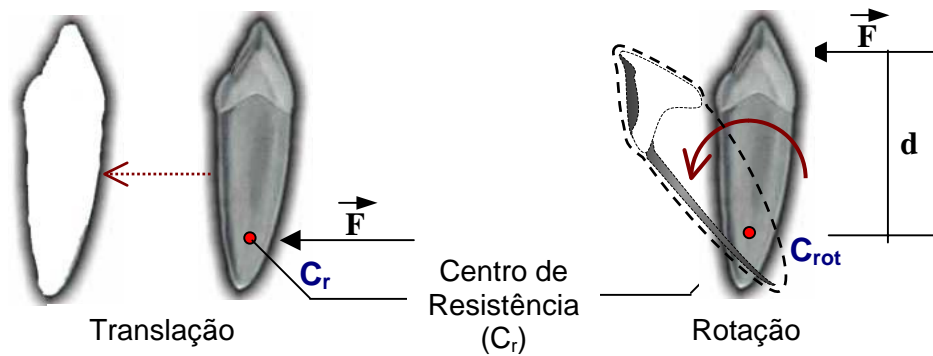


Figura 3.6: Aplicação de força no dente canino. Em particular, o centro de resistência C_r (à esquerda), coincide com o centro de rotação C_{rot} (à direita).

Stephens descobriu que em dentes com somente uma raiz, o centro de resistência é mais frequentemente localizado no terço médio da raiz [citado por Langlade (1995)], conforme ilustrado na Figura 3.7.

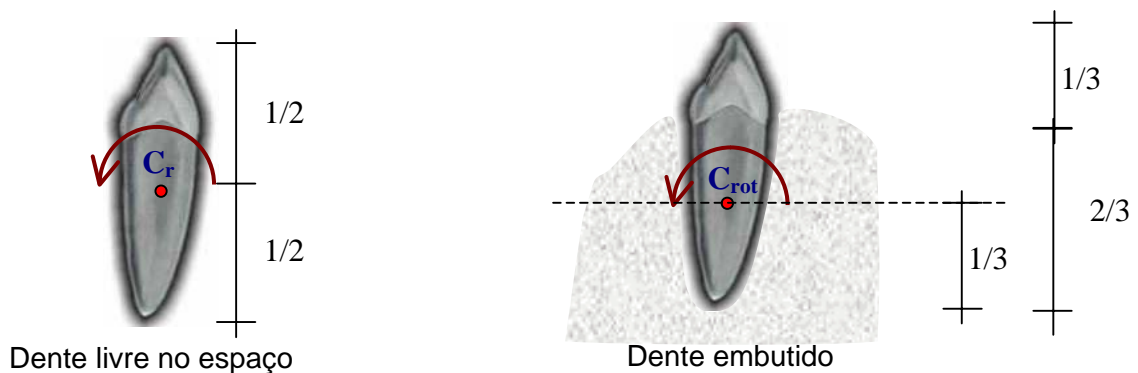


Figura 3.7: Centro de resistência e rotação de um dente. À esquerda, centro de resistência (C_r) de um dente livre no espaço. À direita, centro de rotação (C_{rot}) de um dente embutido no osso alveolar.

A rotação do dente ocorre em torno de seu centro de rotação, como mostra a Figura 3.7. A aceleração angular ($a = \omega^2 \cdot r$) do dente aumenta à medida que o ponto de aplicação se afasta de seu centro de rotação. Essa força é chamada de Momento e corresponde à força aplicada pela distância perpendicular ao eixo de

referência. Em particular, esta força pode ser criada pela aplicação de forças duplas, ilustrada por \vec{F}_a e \vec{F}_b na Figura 3.8.

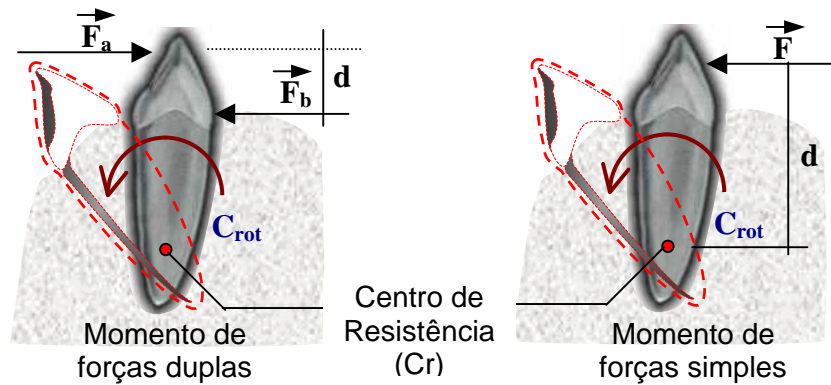


Figura 3.8: Momento causado por forças simples ou duplas.

O cálculo do Momento (M) passa a ser a resultante da força (F_{res}) multiplicada pela diferença entre as distâncias dos pontos de aplicação dessas forças ($d_{F1} - d_{F2}$), representado pela equação $M = F_{res} \cdot |d_{F1} - d_{F2}|$.

3.3.3 Tipos de Movimentos Dentários

O movimento dentário pode ser classificado quanto à sua natureza, podendo ser fisiológico ou ortodôntico. O movimento fisiológico corresponde aos movimentos de inclinação ocasionados pela mastigação ou pela erupção dos dentes, provocados pelo seu crescimento, portanto, não sendo alvo de pesquisa deste trabalho. O movimento ortodôntico refere-se ao movimento provocado pela aplicação de forças nos dentes através do uso de aparelhos ortodônticos. Os movimentos dentários ortodônticos são baseados na Biomecânica dos sistemas ortodônticos, podem ser de inclinação, translação, rotação, torque, extrusão e intrusão, e serão descritos basicamente de acordo com Langlade [Langlade (1995)].

3.3.3.1 Inclinação

A inclinação se refere ao movimento de rotação que é produzido quando uma força simples é aplicada contra a coroa do dente. Isso faz com que o dente gire em torno de seu centro de resistência, em um ponto localizado aproximadamente no terço apical¹ da raiz. As forças utilizadas neste caso para inclinar dentes devem ser bastante baixas (uso de forças leves conforme descrito no Anexo C) (Figura 3.9).

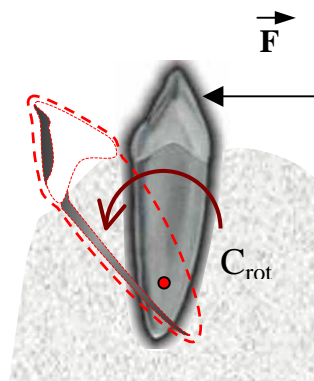


Figura 3.9: Movimento de inclinação do dente.

3.3.3.2 Translação

O movimento de translação é o movimento provocado pela aplicação de uma força distribuída uniformemente ao longo da superfície radicular. Segundo Proffit, o movimento de translação é obtido através da aplicação de duas forças aplicadas simultaneamente sobre a coroa do dente [citado por Nojima e Gonçalves (1990)]. Assim, a coroa e a raiz movem-se na mesma direção, com o mesmo deslocamento e ao mesmo tempo, comprimindo o ligamento periodontal de modo uniforme. Utiliza-se a banda ortodôntica (tira metálica que envolve o dente, usado para soldar acessórios,

(4) Apical = Extremidade inferior da raiz do dente.

inclusive o *bracket*, para melhor fixá-lo ao dente) para permitir a distribuição uniforme da força sobre a coroa do dente. Para se produzir o movimento do corpo, necessita-se do dobro da força aplicada para promover o movimento de inclinação [Nojima e Gonçalves (1990)] (Figura 3.10).

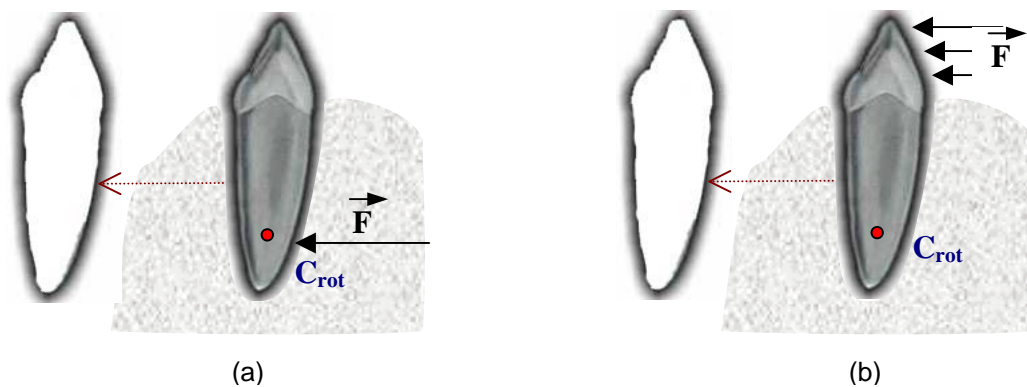


Figura 3.10: Movimento de translação do dente. Em (a) têm-se uma força aplicada diretamente no centro de rotação e, em (b), distribuídas uniformemente na coroa do dente.

3.3.3.3 Rotação

O movimento de rotação se refere ao movimento realizado ao longo do eixo vertical do dente, exigindo a produção de uma força de grande magnitude. Para produzir esse tipo de movimento é necessário a aplicação de um par de forças opostas em diferentes áreas do dente. Em particular, a correção dos dentes que estão originalmente em posições rotacionadas é considerada uma tarefa bastante simples. É aconselhável a aplicação de forças leves durante o período inicial do tratamento [Nojima e Gonçalves (1990)]. Durante o movimento, as fibras gengivais são estendidas, podendo (de forma indesejada) produzir o retorno do dente à sua posição original (Figura 3.11).

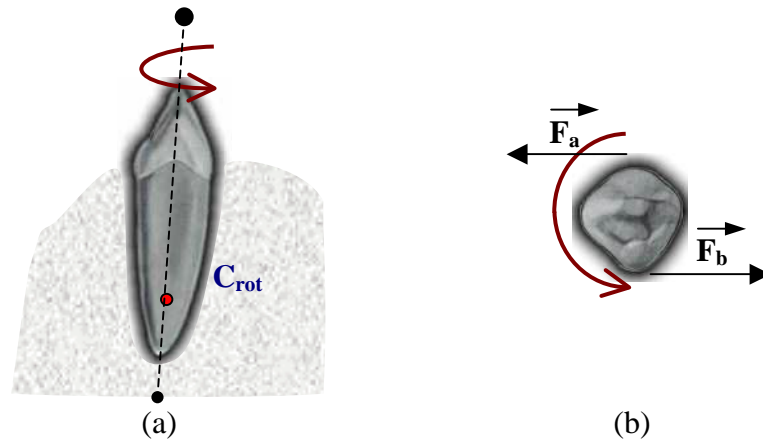


Figura 3.11: Movimento de rotação do dente. Em (a), tem-se a visão lateral do dente e sua rotação em torno de seu próprio eixo. Em (b), tem-se a visão de cima do dente e da aplicação de uma força binária de mesma intensidade, mas em sentidos opostos, para promover a rotação do dente.

3.3.3.4 Torque

O movimento de torque é um movimento bastante similar ao movimento de inclinação, porém, como a força é aplicada sobre o ápice do dente, o centro de rotação se encontra na coroa. Assim, o dente se inclina em torno da sua coroa, que permanece estática. Esse movimento é muito empregado através da aplicação de forças de torque (Figura 3.12).

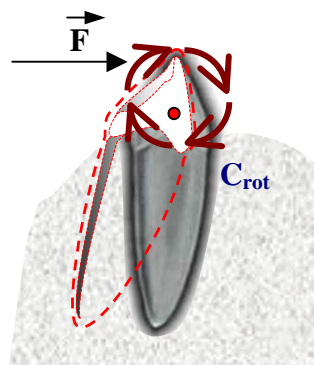


Figura 3.12: Movimento de torque do dente.

Quando a tensão sobre a porção extrema da raiz do dente torna-se muito alta, pode ocorrer, indesejadamente, a extração do dente [Moyers (1991)].

3.3.3.5 Extrusão

A extrusão é um movimento que é acompanhado por uma inclinação. Forças extrusivas devem ser aplicadas de forma cuidadosa, pois podem provocar a extração do dente. Esse tipo de movimento tem o objetivo de combater forças de oclusão para liberar as interferências oclusais dos dentes que serão deslocados (Figura 3.13).

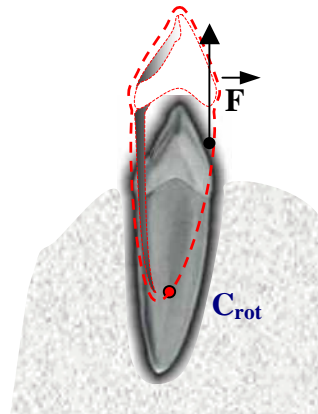


Figura 3.13: Movimento de extrusão do dente.

3.3.3.6 Intrusão

A intrusão é um movimento produzido quando uma força é aplicada em uma pequena área do ápice do dente. Em geral, ortodontistas aplicam forças leves nos dentes em movimentos de intrusão durante um período de 5 a 6 semanas (Figura 3.14).

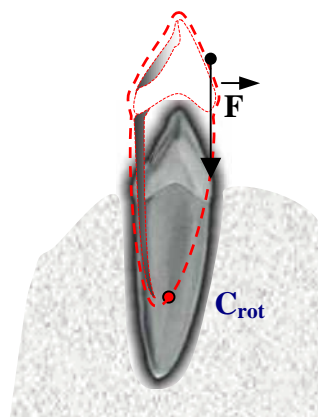


Figura 3.14: Movimento de intrusão do dente.

3.3.4. Forças da Resistência ao Movimento Dentário

Durante a movimentação dentária, os dentes que sofrem a ação de forças para a produção do movimento também sofrem uma força de resistência que se opõe a esse movimento onde a força resultante é representada pela Equação 1.

$$F_{\text{resultante}} = F_{\text{aplicada}} - F_{\text{resistência}} \quad (1)$$

A força de resistência ocorre porque os dentes se encontram imersos em uma estrutura de tecido ósseo (osso alveolar) e ligamento periodontal (Figura 3.4). Os tecidos ósseos são classificados como objetos deformáveis, em que apresentam densidades distintas (Tabela 3.1) e propriedades viscoelásticas, obedecendo às leis da mecânica newtoniana e às leis de elasticidade para materiais sólidos [Gurgel (2002), Maciel e Thalmann (2001), Cattaneo et.al. (2005), Koriath e Hannam (1994)].

Tipo de Tecido Ósseo	Densidade (kg/m³)
Ligamento Periodontal	1040
Osso Alveolar	2500
Dente	3000

Tabela 3.1: Densidade do osso alveolar, ligamento periodontal e dente [extraída de Iramaneerat et. al. (2004)].

A força de resistência pode ser representada como uma força de atrito (Equação 2) e por um fluido viscoelástico que resiste à passagem de um corpo rígido através dele (Equação 3). A característica viscoelástica dos ossos representa uma força de resistência ao movimento do dente, e é considerada para representar a resistência do movimento dentário sobre a camada óssea da maxila ou da mandíbula.

$$F_{\text{atrito}} = k_a * (m * g) \quad (2)$$

$$F_{\text{viscoelastico}} = k_m * d + k_v * V \quad (3)$$

Os materiais viscoelásticos quando submetidos a uma pressão constante deformam com o tempo até um ponto onde a deformação cessa [Gurgel (2002)] (Equação 3). O modelo de viscoelástico utilizado baseia-se em um modelo de uma mola e um amortecedor associados em Paralelo, conforme ilustrado na Figura 3.15 .

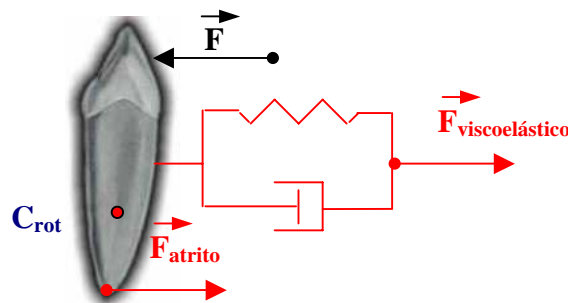


Figura 3.15: Força de resistência ao movimento dentário.

Em que F_{atrito} representa a força de atrito, k_a o coeficiente de atrito, $F_{\text{viscoelástico}}$ representa a força viscoelástica de resistência ao movimento, k_m e k_v representam os coeficientes elástico e viscoso, d a deformação da mola e V a velocidade linear no meio. Essa força de resistência depende dos coeficientes de atrito, elástico e viscoso do osso [MACHADO (2003)], conforme exibido na Tabela 3.2.

De forma simplificada, o movimento dentário depende basicamente da força aplicada no *bracket* e da força de resistência que se opõe a essa força aplicada. Os mecanismos que definem esse movimento de oposição ao movimento do dente estão diretamente ligados a fatores biológicos das estruturas de cada paciente, onde o dente se encontra embutido (osso alveolar e ligamento periodontal). Esses fatores biológicos são complexos e determinam quando um determinado dente pode se

movimentar mais do que outro dente similar a ele, ambos pertencentes à mesma estrutura (maxila ou mandíbula), mas localizados em posições distintas no arco dentário.

	Osso
Atrito Estático ⁵	0,6
Atrito Dinâmico ⁵	0,1
Elasticidade ⁵	0,8
Coefficiente de Viscosidade (k)	0,0065

Tabela 3.2: Valores utilizados na calibragem das camadas de tecido do Simulador de Coleta de Medula Óssea. (extraído de [Machado (2003)]).

Esse capítulo apresentou os principais conceitos utilizados pela Ortodontia para a identificação, a análise e o diagnóstico de planos de tratamento ortodôntico. Conceitos referentes à maloclusão, Cefalometria, Biomecânica do movimento dentário, aplicação de aparelhos fixos e descrição de seus principais componentes também foram explorados nesse capítulo. Essas informações são necessárias para o melhor entendimento das funcionalidades implementadas no simulador do movimento dentário J-Ortho, a ser apresentado no capítulo 4.

(5) valores adimensionais no intervalo (0..1, 0) utilizados para cálculo da força de resistência.

4 COMPONENTES DA ARQUITETURA DO J-ORTHO

J-Ortho corresponde a um ambiente gráfico interativo para a simulação do movimento dentário durante o tratamento ortodôntico [Rodrigues et al. (2006)]. O sistema permite ao usuário (profissional e/ou estudante de ortodontia) configurar movimentos a serem aplicados em cada dente, conforme o plano estipulado para determinado tratamento ortodôntico. O sistema foi desenvolvido em Java e sua arquitetura consiste de três módulos básicos: Mapeamento Geométrico, Geração da Malha 3D e Simulação do Tratamento Ortodôntico, como mostra a Figura 4.1.

O módulo de Mapeamento Geométrico é responsável pelo mapeamento dos dados bidimensionais (medidas e inclinações), provenientes da arcada dentária do paciente (molde plástico dentário e análise cefalométrica), utilizados para gerar os dados interpolados que compõem a malha 3D (mandíbula e dentes) do paciente virtual.

O módulo de Geração da Malha 3D é responsável pela criação do modelo geométrico 3D do crânio, da maxila, da mandíbula, dos dentes, e do aparelho ortodôntico fixo. Em particular, o aparelho fixo é composto pelo *bracket* e arco ortodôntico. No J-Ortho, o *bracket* é representado geometricamente por um cubo, disposto sobre o dente e responsável por relacionar este ao arco ortodôntico. O arco ortodôntico, por sua vez, é gerado pela interpolação de pontos de uma *spline* cúbica [Rodrigues (1992)], que tem como pontos de entrada os centros de cada *bracket*, pertencentes ao modelo 3D da arcada dentária.

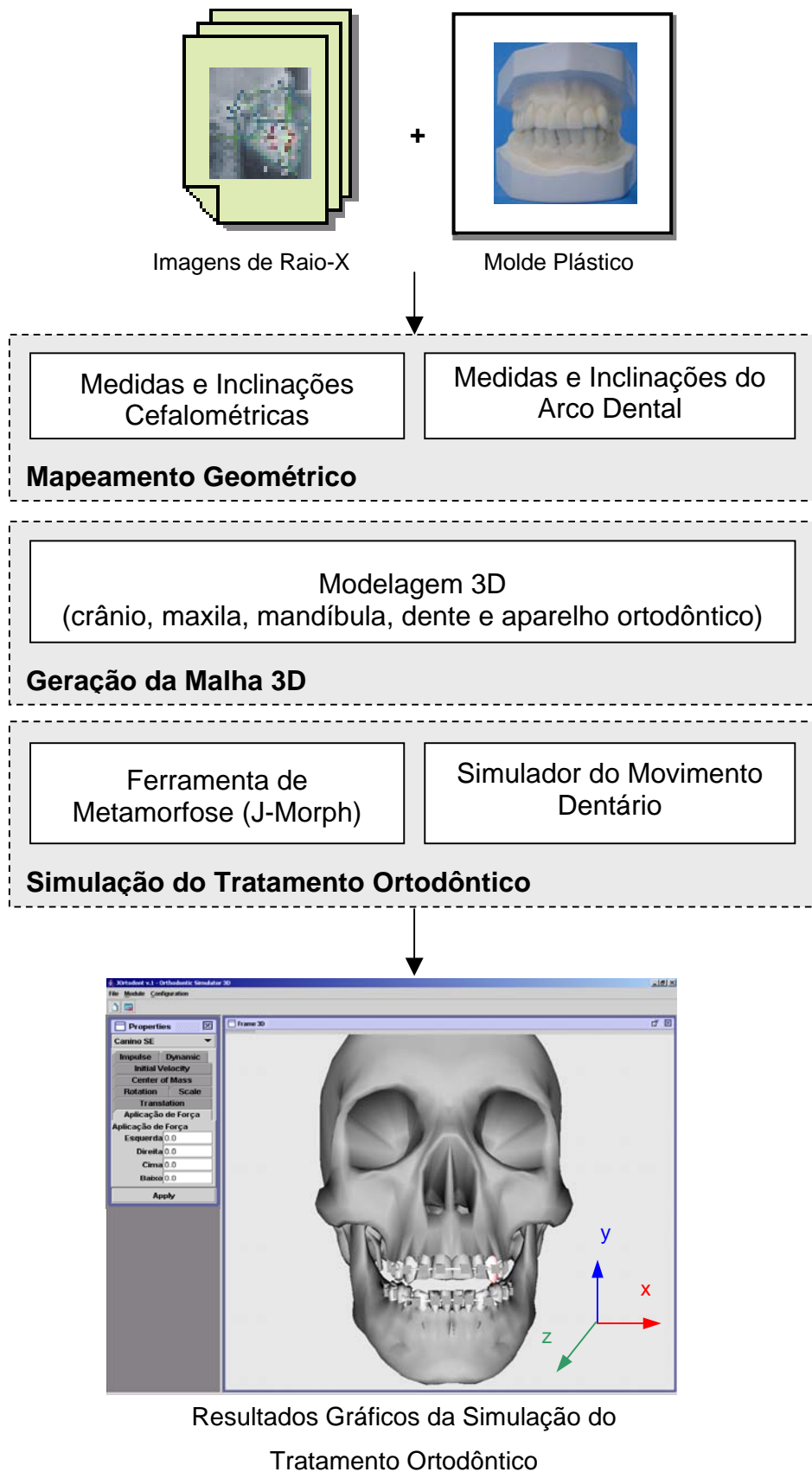


Figura 4.1: Componentes básicos da arquitetura do J-Ortho.

O módulo de Simulação do Tratamento Ortodôntico é composto por uma Ferramenta de Metamorfose e pelo Simulador do Movimento Dentário (em três dimensões). A Ferramenta de Metamorfose realiza a animação 2D da evolução do tratamento, baseada em imagens obtidas da arcada dentária nos exames clínicos de rotina, registrados ao longo do tratamento. O Simulador do Movimento Dentário realiza a movimentação dos dentes, gerando animações quadro-a-quadro, conforme o plano de tratamento ortodôntico estabelecido pelo usuário. Esses componentes se complementam e atuam de forma independente na avaliação dos resultados de simulação obtidos.

A interface do sistema é composta por duas janelas: uma de configuração e outra de visualização. A janela de configuração permite ao usuário interagir com o sistema, aplicando um plano de tratamento diferente em cada dente, ou em grupos de dentes. Isso é feito através da definição de parâmetros, tais como: magnitude da força aplicada e direção, bem como grau de rotação e deslocamentos que os dentes poderão realizar durante a simulação. A janela de visualização exibe o modelo tridimensional do crânio com a distribuição dos 32 dentes do paciente na arcada dentária. Essa janela permite ao usuário visualizar o deslocamento dos dentes, conforme o plano de tratamento ortodôntico adotado. O modelo geométrico do crânio não interfere nos resultados da simulação e está sendo utilizado somente para melhor ilustrar a interface do simulador 3D.

4.1 Mapeamento Geométrico

O presente módulo tem como objetivo mapear os dados bidimensionais provenientes do paciente real (medidas e inclinações fornecidas pelo molde plástico dentário e pela análise cefalométrica) para o paciente virtual. Este mapeamento

consiste em ajustar as coordenadas da mandíbula do paciente virtual, de acordo com as dimensões e inclinações fornecidas pelas medidas reais extraídas da arcada dentária da mandíbula, e pelas dimensões e inclinações relativas aos dentes do paciente. Esses dados são utilizados para ajustar as medidas da largura e do comprimento lingual do molde plástico da arcada dentária do paciente real, às medidas correspondentes no modelo do paciente virtual. Além disso, são utilizados também para ajustar as coordenadas de posicionamento dos dentes e do fio ortodôntico. A largura da mandíbula real corresponde à distância entre os centros das coroas dos primeiros dentes molares da arcada. O comprimento lingual corresponde à distância a partir do ponto central entre os dentes incisivos centrais até a linha horizontal definida para medida da largura da mandíbula (Figura 4.2).

Os primeiros molares foram utilizados como ponto de referência para o mapeamento geométrico da mandíbula já que estão presentes na maioria da população (a ausência do segundo e/ou terceiro molar é mais comum).

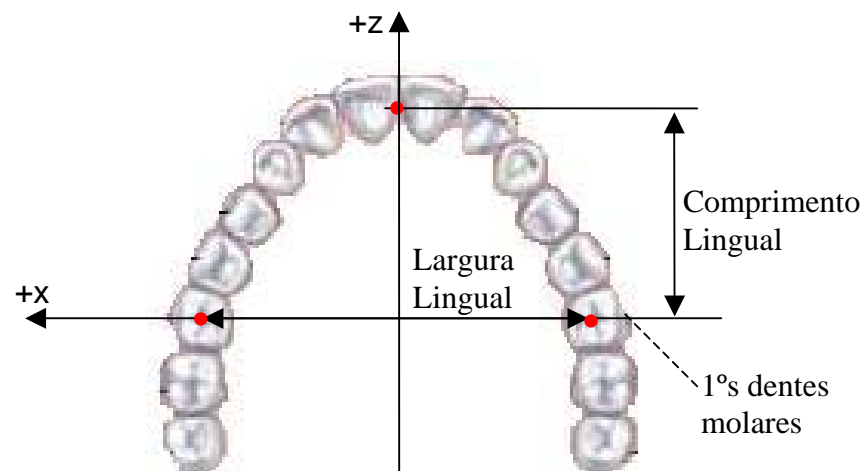


Figura 4.2: Medidas extraídas do molde plástico da mandíbula do paciente.

Basicamente, no processo de mapeamento dos dados reais para os do simulador, calculam-se as dimensões da largura lingual e do comprimento lingual do

molde plástico real. Então, os pontos correspondentes à mandíbula da malha sofrem um ajuste (aumentando ou diminuindo de tamanho).

Para cada vértice da malha verifica-se a sua posição em relação à região de interesse da malha (Figura 4.3). Caso um ponto do vértice esteja à direita do centro da mandíbula no plano x-z virtual, então, seu valor será subtraído pela metade da diferença da largura lingual. Caso este ponto esteja à esquerda do centro, então seu valor será adicionado à metade da diferença da largura lingual.

Para o mapeamento do comprimento lingual, é verificado se o ponto da malha encontra-se na região de interesse (ROI) (região definida pelo plano y-z e coordenadas à direita da coordenada (x, y_{roi}, z_{roi})). Em caso afirmativo, o valor do ponto z é subtraído da diferença do comprimento lingual, conforme ilustrado na Figura 4.3 e Algoritmo E.1 (Anexo E).

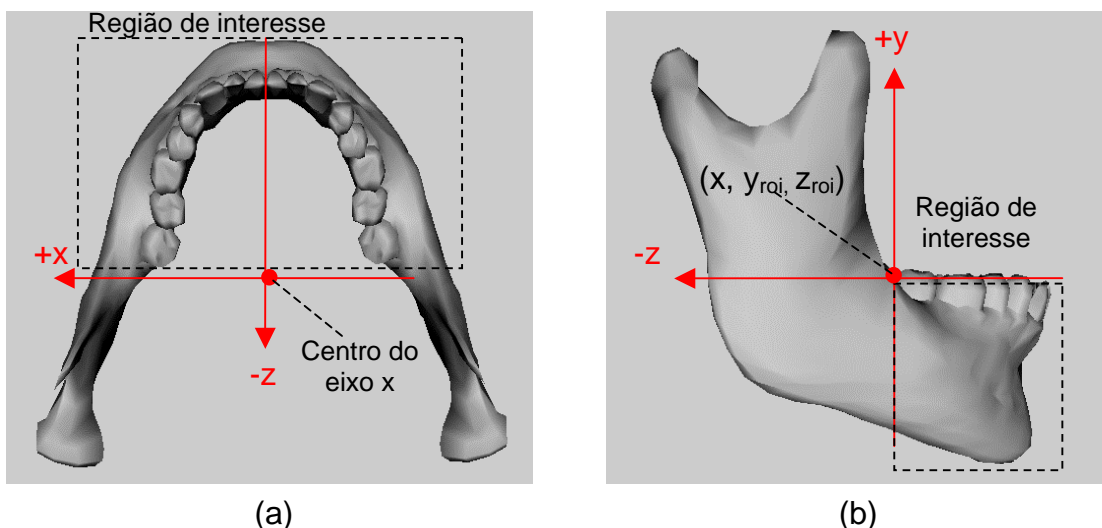


Figura 4.3: Região de interesse para mapeamento geométrico da mandíbula. Em (a) tem-se o mapeamento da arcada dentária da mandíbula e (b), o mapeamento da inclinação da mandíbula.

Através do relatório da Análise Cefalométrica, obtêm-se dados bidimensionais da estrutura óssea do paciente através de pontos, medidas e ângulos cefalométricos

(Figura 4.4). Estes dados são utilizados neste trabalho para o mapeamento da inclinação dos dentes incisivos centrais da maxila e mandíbula, como também da inclinação mandibular.

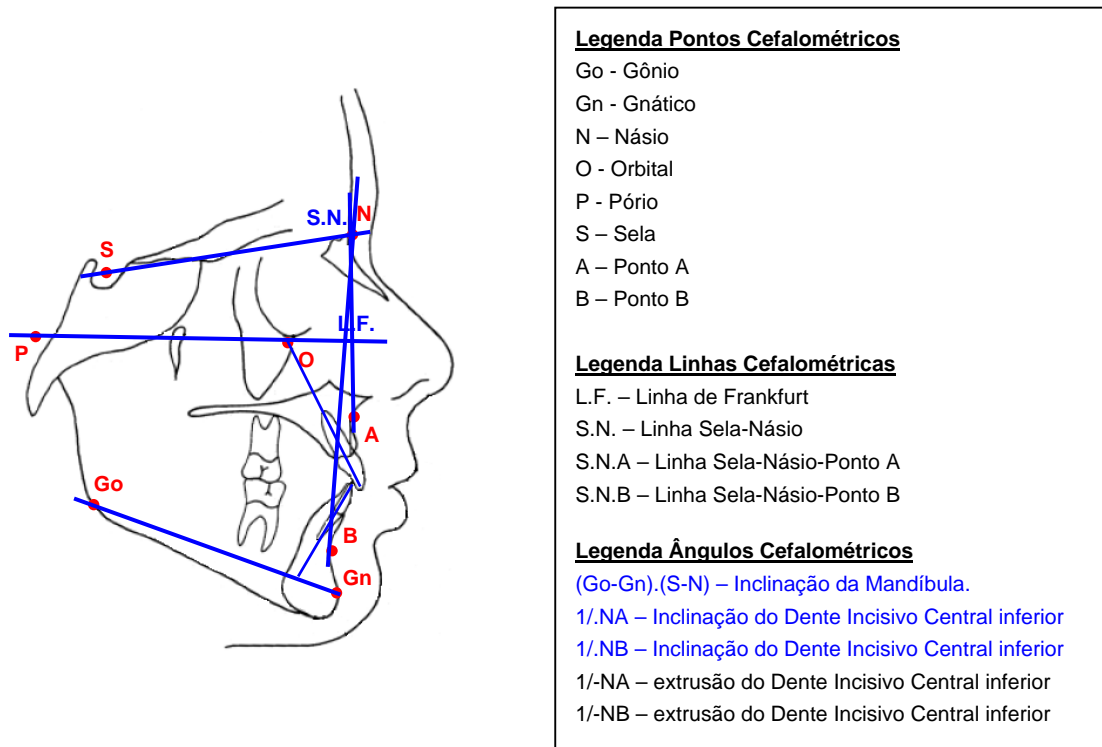


Figura 4.4: Relação das linhas e ângulos cefalométricos. Em particular, as medidas 1/-NA e 1/-NB, bem como (Go-Gn).(S-N), 1/.NA e 1/.NB são utilizadas neste trabalho para o mapeamento bidimensional da mandíbula.

O Mapeamento Geométrico consiste em realizar um ajuste aproximado da geometria da mandíbula e dos respectivos posicionamentos e inclinações dos dentes incisivos centrais, a partir dos seguintes dados cefalométricos: (Go-Gn).(S-N) – ângulo de inclinação da mandíbula, 1/-NA – ângulo de inclinação do dente incisivo central superior, 1/.NA – medida de extrusão do dente incisivo central superior, 1/-NB – ângulo de inclinação do dente incisivo central inferior, 1/.NB – medida de extrusão do dente incisivo central inferior. Os dados cefalométricos reais são

utilizados para ajustar as coordenadas dos vértices da região de interesse do modelo virtual, de tal forma a representar as características anatômicas do paciente.

Este módulo permite também o ajuste do tamanho de cada dente da arcada dentária do paciente. Para tal, o usuário informa as dimensões (largura, altura e profundidade) da coroa de cada dente. O mapeamento dos dentes consiste em efetuar o cálculo do fator de escala entre o tamanho do dente real e o dente virtual, para ajuste do tamanho do dente virtual customizado, bem como a sua distribuição na arcada dentária, conforme o Algoritmo E.2 (Anexo E).

A distribuição dos dentes na arcada dentária é realizada somente entre o grupo dos 6 dentes frontais (caninos e incisivos). A partir da diferença entre a largura da arcada dentária, efetua-se o cálculo de espaçamento entre estes dentes. Os dentes são posicionados a partir dos incisivos centrais em direção aos caninos, em que os fatores de espaçamento $1/5$, $3/5$ e $4/5$ são aplicados nas coordenadas posicionais dos dentes incisivos centrais, incisivos laterais e caninos, respectivamente, conforme Algoritmo E.3 (Anexo E).

O módulo de mapeamento dos dados bidimensionais do paciente é um componente importante no sistema ortodôntico visto que, juntamente com o módulo Gerador da Malha 3D, gera um modelo virtual tridimensional customizado, em relação à sua classificação esquelética (maloclusão).

4.2 Geração da Malha 3D

Esse módulo é responsável pela geração do modelo 3D do crânio e dos dentes (a partir de arquivos de dados que contém as coordenadas do paciente virtual genérico), bem como do modelo 3D do aparelho ortodôntico. O modelo 3D do crânio

tem como base um modelo genérico, adaptado para o simulador. Em particular, o sistema foi projetado para utilizar um modelo de aparelho fixo com *brackets*. Os *brackets* são representados por pequenos cubos que compartilham o mesmo nó de um dado dente (Figura 4.5). O arco ortodôntico é gerado utilizando-se curvas *splines* [Rodrigues (1992)] e é modelado por pequenos cubos ou pequenas esferas (fios retangulares ou esféricos, respectivamente), conforme mostra a Figura 4.5.

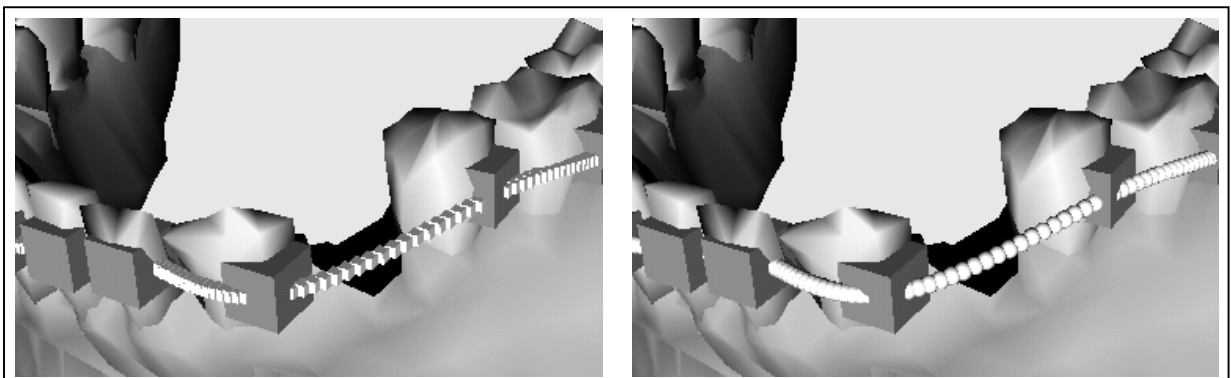


Figura 4.5: Tipos de fios ortodônticos implementados: fio ortodôntico retangular (esquerda) e fio ortodôntico circular (direita).

Um modelo genérico de baixa resolução de um crânio com aproximadamente 8000 vértices, composto por 125 vértices para cada dente (180 polígonos), 3087 vértices para a maxila (5426 polígonos), e 1094 vértices para a mandíbula (2054 polígonos), é utilizado nesse módulo. A customização pode ser realizada a partir de dados informados do paciente, adaptando-os às configurações de entrada de parâmetros geométricos especificados para cada paciente. Em particular, a arcada dentária implementada é composta por 32 dentes e suas respectivas raízes, maxila e mandíbula. Todos estes objetos geométricos são integrados ao crânio, conforme ilustrado na Figura 4.6.

O crânio virtual é representado no sistema através de uma hierarquia de objetos em forma de uma árvore. Essa hierarquia é formada por um nó raiz (*SimpleUniverse*) que possui um conjunto de nós filhos compostos por nós de controle de inclusão e remoção de objetos na cena 3D (*branchGroup*) que contêm a matriz de transformação geométrica do objeto (*transformGroup*).

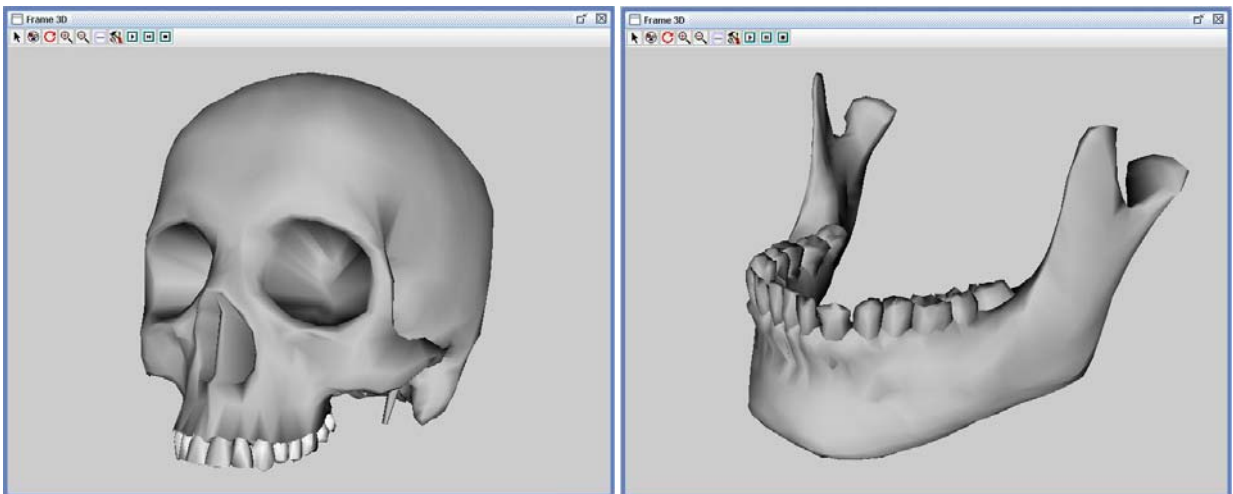


Figura 4.6: Modelo geométrico do crânio. À esquerda, tem-se a parte superior do crânio e à direita, tem-se a mandíbula e seus respectivos 32 dentes.

Estes permitem a aplicação das transformações geométricas de translação e rotação. Os nós folhas são compostos por objetos 3D que representam o crânio, a mandíbula, os dentes, *brackets* e o arco ortodôntico. A remoção de um objeto dente é realizada no nó BG_{Dente} , e as transformações geométricas para movimentação do dente são realizadas no nó $TG_{Bracket}$ (Figura 4.7).

Os tipos de configuração e de controle do movimento dentário são especificados de forma individual. Para tal, os componentes do crânio (dentes, maxila e mandíbula) são definidos separadamente. Na implementação corrente, a mandíbula, a maxila, o crânio e os 32 dentes (incluindo suas raízes) correspondem a

objetos totalmente independentes. As raízes dos dentes foram implementadas utilizando-se imagens frontais, laterais e oclusais (visão do topo) de cada dente, conforme ilustrado na Figura 4.8.

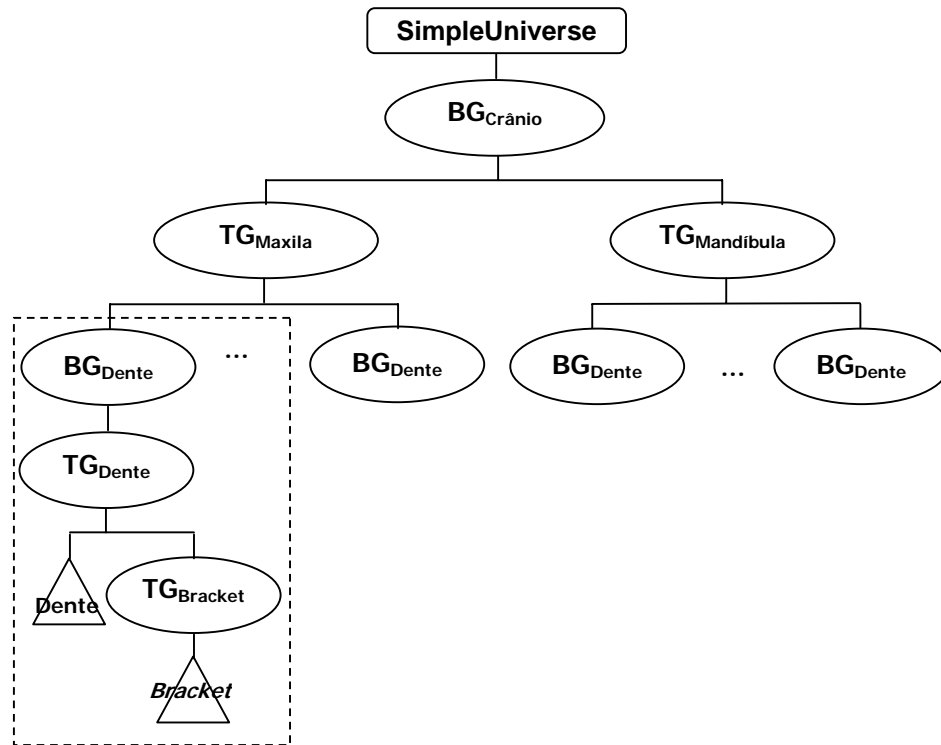


Figura 4.7: Representação hierárquica dos objetos da cena 3D.

Para a reconstrução da raiz dos dentes, considerou-se a proporção entre o tamanho da coroa do dente virtual e o da coroa do molde plástico do paciente, ajustando-a para que a raiz do modelo virtual correspondesse ao tamanho da coroa virtual. Ao final da reconstrução da raiz de cada dente modelado, os dentes foram recolocados nas suas respectivas posições no arco dentário.

O aparelho ortodôntico 3D é composto pelo *bracket* e pelo arco ortodôntico, representados geometricamente por um cubo e por um conjunto de pequenas esferas, respectivamente. Em cada dente é anexado um *bracket* (Figura 4.9), por

onde passa o arco ortodôntico, utilizado para ativação do sistema de forças a ser aplicado nos dentes.

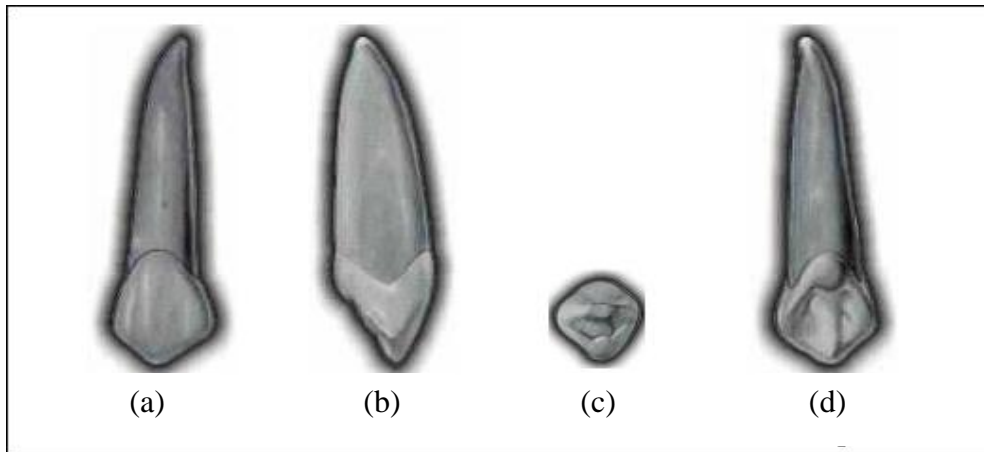


Figura 4.8: Visões do dente canino superior: frontal (a), lateral (b), da coroa do (c), e a de contato com a língua (d) [Figún et. al (2003)].

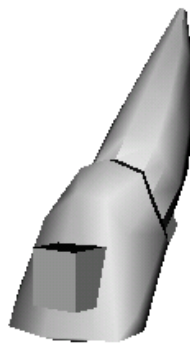


Figura 4.9: Modelo geométrico do dente 3D com o *bracket*, desenvolvido neste trabalho.

O arco ortodôntico é gerado pela interpolação de pontos a partir de *splines* cúbicas [Rodrigues (1992)]. Para a geração da curva *Spline* são utilizados como nós de controle da curva os centros geométricos dos cubos (*brackets*), que

correspondem aos nós de controle da curva interpoladora, conforme exibido nas Figuras 4.10 e Algoritmo E.4 (Anexo E).

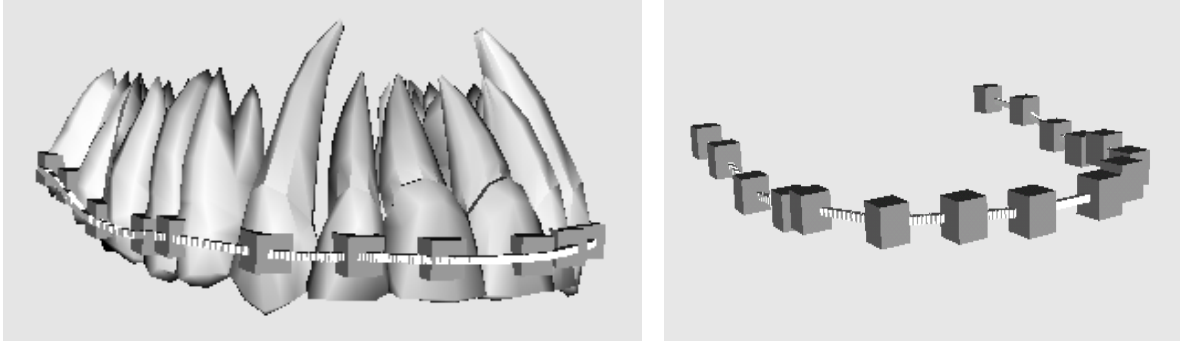


Figura 4.10: Dentes superiores, *bracket* e arco ortodôntico. À esquerda, tem-se uma visão dos dentes superiores com os respectivos *brackets* e arco ortodôntico. À direita, tem-se a visão do arco ortodôntico construído a partir de uma *spline* cúbica, conectada aos respectivos *brackets*.

O nó crânio é composto pelos nós maxila e mandíbula. Os nós maxila e mandíbula possuem cada um 16 dentes, e em cada nó dente está ligado um *bracket* (Figura 4.11). Os dentes são armazenados em uma estrutura de dados (vetor) que permite a identificação dos mesmos e de seus vizinhos.

As configurações iniciais utilizadas no módulo de Simulação do Tratamento Ortodôntico são obtidas a partir do módulo de Geração da Malha 3D. O modelo 3D do crânio, as disposições dos dentes na arcada dentária, a modelagem geométrica dos *brackets* utilizados em cada dente e a criação do arco ortodôntico são funcionalidades desse módulo.

As informações especificadas pelo usuário relativas ao plano de tratamento ortodôntico (definido para cada paciente) são repassadas ao módulo de Simulação do Tratamento Ortodôntico. Essas informações se referem especialmente às configurações do sistema de forças e ângulos de rotação para mudanças de posicionamento dos dentes.

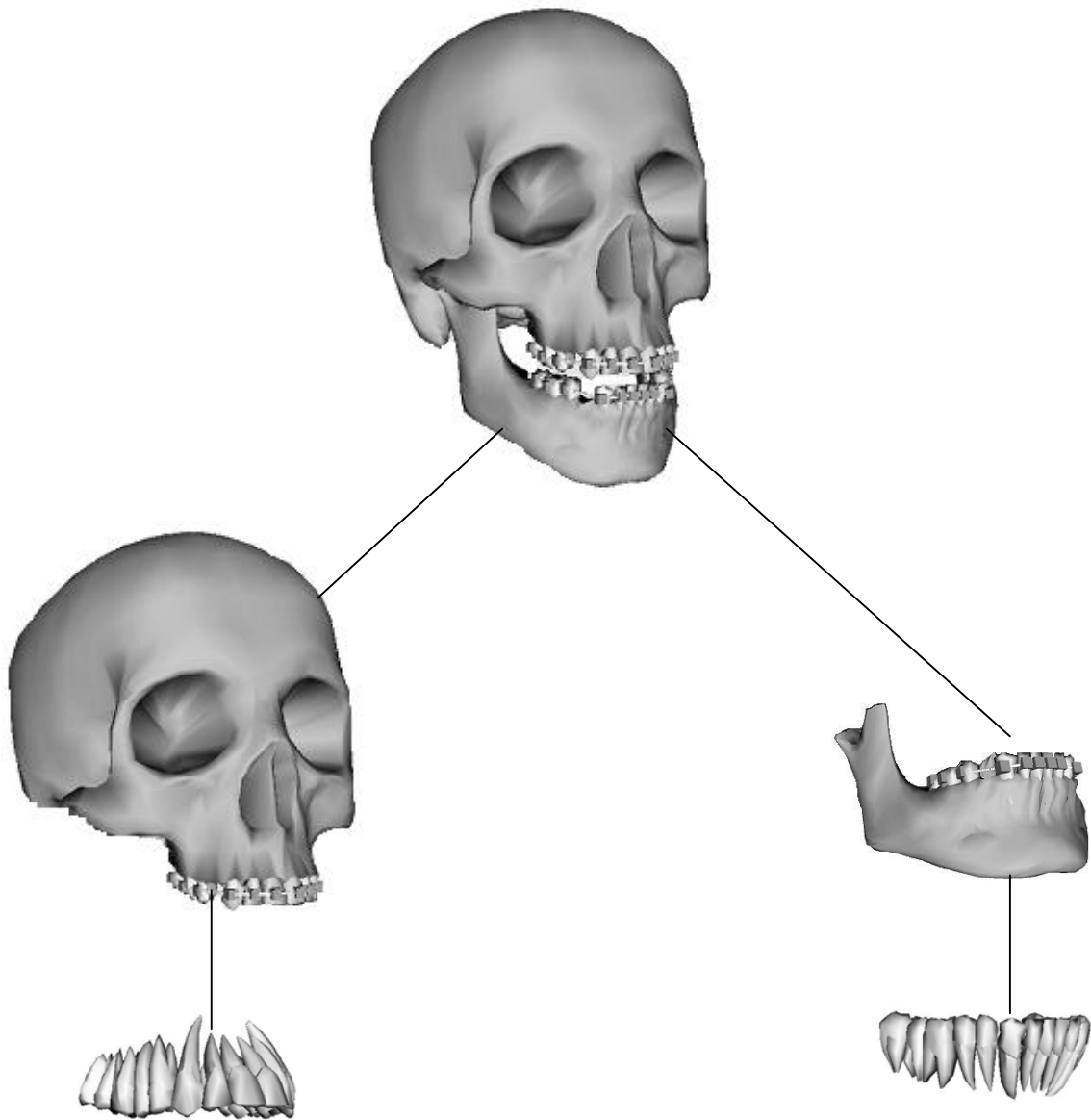


Figura 4.11: Hierarquia dos objetos que representam o modelo do crânio.

4.3 Simulação do Tratamento Ortodôntico

O módulo de Simulação do Tratamento Ortodôntico é composto por dois componentes: J-Morph, uma ferramenta para a metamorfose de imagens [Barbosa e Rodrigues (2004)] e o Simulador do Movimento Dentário [Rodrigues et al. (2006)]. Esse módulo permite a visualização da evolução do tratamento através da geração de uma animação, baseada em uma seqüência de imagens calculadas pelo J-

Morph, bem como a configuração do plano de tratamento e a realização da simulação do movimento 3D dos dentes. Configurações do plano de tratamento podem ser informadas e simuladas para acompanhamento das diversas possibilidades do comportamento do movimento do(s) dente(s). Assim, pode-se comparar, de forma subjetiva, os movimentos planejados e os movimentos efetivamente realizados pelos dentes, durante o decorrer de determinado tratamento ortodôntico.

4.3.1 A Ferramenta de Metamorfose J-Morph

Este componente é responsável pela reprodução das mudanças geométricas da arcada dentária, baseado em registros fotográficos do paciente obtidos durante consultas clínicas de retorno.

Na implementação corrente, a metamorfose corresponde a um processo de deformação de uma imagem ao longo do tempo e, basicamente, pode ser definida como uma combinação entre duas imagens (inicial e final), onde são geradas várias imagens intermediárias, usadas para transformar gradativamente a imagem inicial na imagem final [Parent (2002), Wolberg (1998)], como mostra a Figura 4.12.

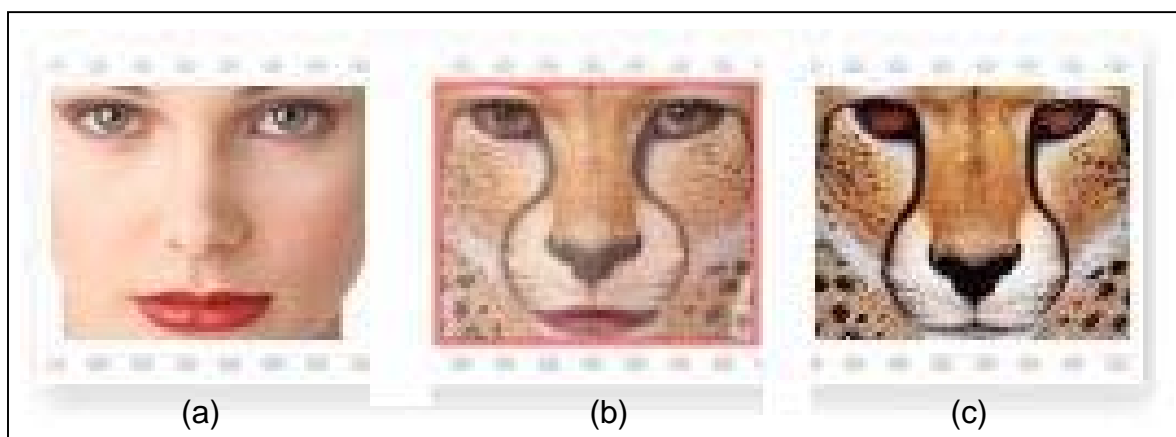


Figura 4.12: Imagens para a metamorfose: imagem original (a), imagem interpolada (b) e imagem destino (c) (extraída de [Fanta (2005)]).

O J-Morph realiza a metamorfose através da união do processo de *warping* (deformação) de imagens com a técnica de *cross-dissolve* (interpolação de cores) [Barbosa e Rodrigues (2004)]. O *warping* se refere ao alinhamento de características-chave correspondentes da imagem origem e destino através de transformações geométricas bidimensionais para a geração de imagens intermediárias. O *cross-dissolve* realiza a combinação das cores de duas imagens, onde cada *pixel* da imagem intermediária a ser gerado corresponde a uma média ponderada dos *pixels* das imagens resultantes do *warping*.

As características-chaves da imagem correspondem à extração de linhas pertencentes às regiões de maior interesse na imagem. Em particular, o sistema efetua a extração dessas linhas de forma manual, sendo um método mais eficaz que os métodos de extração automáticos pesquisados para regiões faciais [Barbosa e Rodrigues (2004)].

Através da especificação das linhas características correspondentes nas imagens, o algoritmo determina o mapeamento das coordenadas da imagem origem para a imagem destino usando a técnica de mapeamento reverso [Parent (2002), Gomes (1999)], como ilustrado na Figura 4.13.

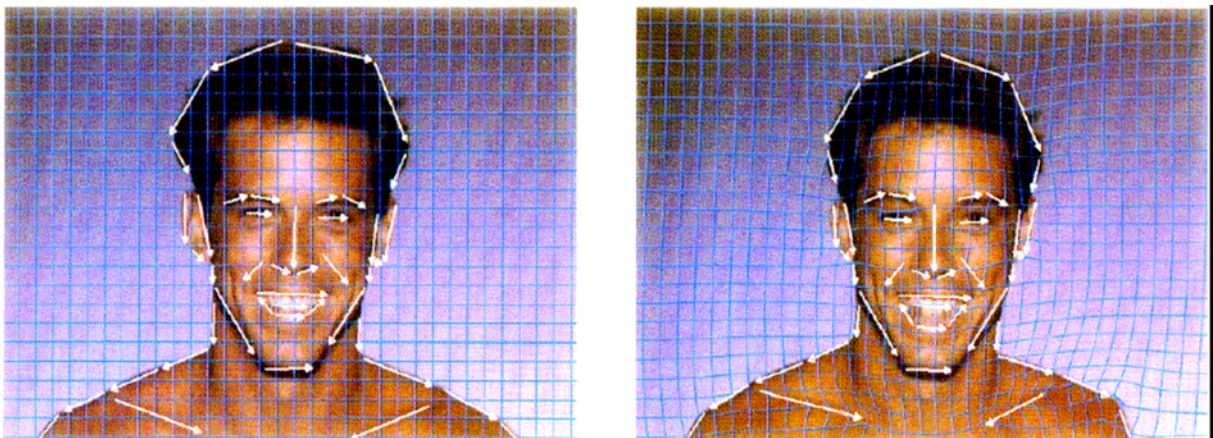


Figura 4.13: Representação das linhas características na imagem. À esquerda, tem-se as linhas características da imagem original, e à direita a imagem intermediária com a respectiva deformação da malha em torno das linhas características [Beier e Neely (1992)].

As duas imagens a serem combinadas durante o processo de metamorfose são então tratadas simultaneamente (o *warping* é realizado duas vezes para cada imagem intermediária gerada, uma para a imagem origem e uma para a imagem destino, e o *cross-dissolve* é realizado ao longo do tempo para gerar o efeito de metamorfose). O *cross-dissolve* é implementado neste trabalho aplicando-se uma função linear paramétrica [Wolberg (1998)] no quadro corrente (Equação 4):

$$C[i][j] = \alpha * C_1[i][j] + (1 - \alpha) * C_2[i][j] \quad (4)$$

Onde, $C[i][j]$ corresponde ao valor do novo *pixel* para a imagem a ser gerada, $C_1[i][j]$ corresponde ao valor do *pixel* para a imagem de origem, $C_2[i][j]$ corresponde ao valor do *pixel* para a imagem de destino e α corresponde ao coeficiente linear para a combinação das cores das imagens de entrada, determinando o percentual de influência da cor do *pixel* da imagem de origem e de destino.

A técnica implementada para o *warping* baseia-se no algoritmo de Beier e Neely (definição de linhas características sobre a imagem origem e destino) [Beier e Neely (1992)], e a técnica de *cross-dissolve* utilizada baseia-se no método de interpolação linear [Wolberg (1998)]. O percentual de cada quadro é calculado através da seguinte equação: $1 / (\text{total de quadros})$, onde a cada novo quadro este valor é acumulado com os valores de cada quadro anterior. Para cada *pixel* do quadro atual, o percentual armazenado é aplicado aos *pixels* das novas imagens (origem e destino), geradas pelo *warping*.

O *warping*, baseado em pesos [Beier e Neely (1992)] aplicados às linhas características (Equação 5) é agregado ao *cross-dissolve*, em que as linhas características possuem pesos diferentes para cada *pixel* (*pixels* mais próximos ou mais distantes às linhas características terão pesos maiores ou menores,

respectivamente). Quanto maior o número de linhas definidas em posições-chave na imagem origem e destino, melhor será o resultado. Em particular, as linhas chaves devem ser posicionadas em detalhes da imagem que se desejam enfatizar.

$$\text{Peso} = \left(\frac{\text{tam}^p}{(a + \text{dist})} \right)^b \quad (5)$$

Onde *tam* corresponde ao tamanho da linha e *dist* à distância do *pixel* à linha característica. Os parâmetros *a*, *b* e *p* utilizados na função para cálculo do peso dos *pixels* das imagens de entrada são importantes para a geração de uma animação por metamorfose mais suave. O parâmetro *a* controla o campo de influência quando o *pixel* está muito próximo à linha característica. O interessante é que o valor de *a* seja bem pequeno, entre 0,05 e 0,2, pois ele é usado fundamentalmente para não zerar o divisor da função peso. O parâmetro *b* descreve como o campo de influência enfraquece quando a distância à linha característica aumenta. Valores altos para *b* indicam que somente os *pixels* de maior proximidade da linha característica serão afetados, enquanto que valores baixos tendem a distribuir os pesos por todas as linhas. Os valores ideais para o parâmetro *b* pertencem ao intervalo [0,5, 2,0]. O parâmetro *p* controla como linhas características, longas ou curtas, geram seu campo de influência. Quanto menor o valor de *p*, menor será a influência do tamanho da linha, quanto maior o valor de *p*, maior será a influência das linhas de tamanho maior. Os valores ideais para *p* estão contidos no intervalo [0,0, 1,0].

À medida que o processo de *warping* é realizado, as imagens originais obtidas no início do plano de tratamento são gradualmente distorcidas e dissolvidas, enquanto que as imagens finais, obtidas ao longo do tratamento, vão emergindo na direção das imagens originais.

4.3.2 O Simulador do Movimento Dentário

Esse componente permite que seja configurado o plano de tratamento através da seleção dos dentes a serem movimentados (individualmente ou em grupo), informando qual o movimento que deve ser realizado (translação e/ou rotação), a magnitude da força que será aplicada, e em qual direção o movimento deve ser realizado. Concluída a configuração do plano de tratamento ortodôntico, pode-se então realizar a simulação efetiva do tratamento pré-estabelecido. A simulação se refere à animação 3D através da geração quadro-a-quadro das modificações nas coordenadas de cada dente configurado, conforme determinado no plano de tratamento. Os dentes são movimentados permitindo-se que o usuário possa acompanhar as modificações geradas que ocorrem na arca dentária, bem como as possíveis tendências de comportamento dos dentes, como consequência direta da aplicação de um ou outro tratamento específico (podendo-se, inclusive, alterar os parâmetros de configuração iniciais de tal forma a alcançar diferentes resultados para diferentes tipos de tratamento). A animação da movimentação dos dentes é iniciada, interrompida ou concluída pela ação da interação do usuário através dos botões de controle, localizados na janela de visualização 3D.

A configuração inicial do arco dentário e dos dados do plano de tratamento para a simulação do movimento do dente é realizada através da interação com o usuário, onde são informados os valores da intensidade de força aplicada no dente e o seu grau de rotação. Para tal, deve-se primeiramente selecionar o dente a ser tratado (através do *click* do botão esquerdo do mouse sobre o dente desejado) e entrar com os dados na janela de propriedades do dente. A cor original do dente selecionado mudará para a cor vermelha, destacando-se das cores dos demais dentes (Figura 4.14).

O processo de seleção do dente permite que um ou mais dentes sejam selecionados e tratados ao mesmo tempo. A seleção consiste no tratamento do evento de clique do mouse sobre a área de desenho (*canvas*). Esse evento realiza a captura da coordenada (x,y) e a repassa para a rotina de *picking*. Esta, por sua vez, retorna uma lista dos objetos interceptados, na ordem do elemento mais próximo do observador para o mais distante. Verifica-se então, se o 1º objeto da lista é uma instância do objeto Dente, caso seja, então através dessa instância muda-se a cor do objeto selecionado e o valor de seu atributo “selecionado” para verdade. Então, é repassada para a janela de propriedades, a instância do objeto Dente para consulta e manipulação dos atributos da instância Dente selecionada, conforme ilustrado no algoritmo de seleção de um dente (Algoritmo E.5 (Anexo E)).

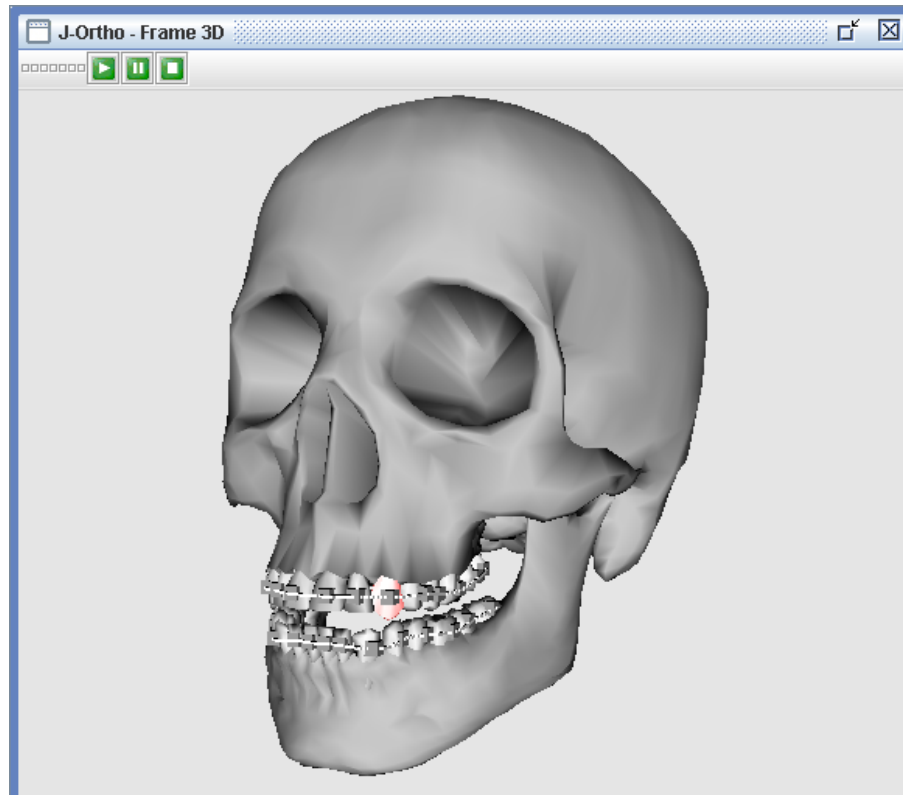


Figura 4.14: Imagem da janela de visualização do J-Ortho. Um dente selecionado é exibido em destaque na cor vermelha.

Caso haja alguma mudança na configuração do dente(s) selecionado(s) (translação, rotação, dente extraído e forças, por exemplo), percorre-se a estrutura de dados (vetor) que representa os dentes, verificando-se o valor do atributo “selecionado”. Se este atributo estiver com o valor booleano “verdade”, então os valores informados na janela de propriedades serão atribuídos ao(s) dente(s) selecionados, conforme Algoritmo E.6 (Anexo E).

A janela de configurações do sistema permite também a execução de extração (remoção do objeto da cena 3D) de dentes na arcada dentária para customização ao modelo do paciente. A partir do dente selecionado, a janela de propriedades possui um campo que se desmarcado, efetua uma chamada à rotina de exclusão do dente, removendo-o da arcada dentária. A rotina de extração de dente recebe como parâmetro de entrada uma instância da classe dente. Este possui uma referência ao nó pai desse objeto, necessário para realizar a remoção de um objeto da cena 3D. Com base no nó pai, executa-se então o método de remoção do objeto da cena 3D, que retira do nó pai a referência ao objeto Dente selecionado (Algoritmo E.7 (Anexo E)).

Para a simulação do movimento do dente foram implementadas rotinas de translação e rotação. Essas rotinas definem a partir dos dados informados na janela de configurações do sistema (tipo de fio usado, força aplicada, ângulo de torque e outros), que tipo de movimento dentário será realizado (translação, rotação, etc). Foram implementados, no J-Ortho, os movimentos de inclinação (rotação em x, y ou em z com centros de rotação deslocados para 2/3 do centro da coroa), translação (em x, y e z), torque (rotação em x, y ou z com o centro de rotação deslocado para o centro da coroa), extrusão (movimento de translação no eixo y no sentido da raiz

para a coroa do dente) e intrusão (movimento de translação no eixo y, no sentido da coroa para a raiz do dente).

A maxila e a mandíbula possuem uma estrutura de dados do tipo vetor que armazena a referência de seus respectivos dentes 3D. Esse vetor possui a relação de cada dente da arcada e os dados de configuração dos mesmos (Figura 4.15). Durante o processo de animação, esses vetores são percorridos efetuando-se uma busca seqüencial por dentes elegíveis para a movimentação.

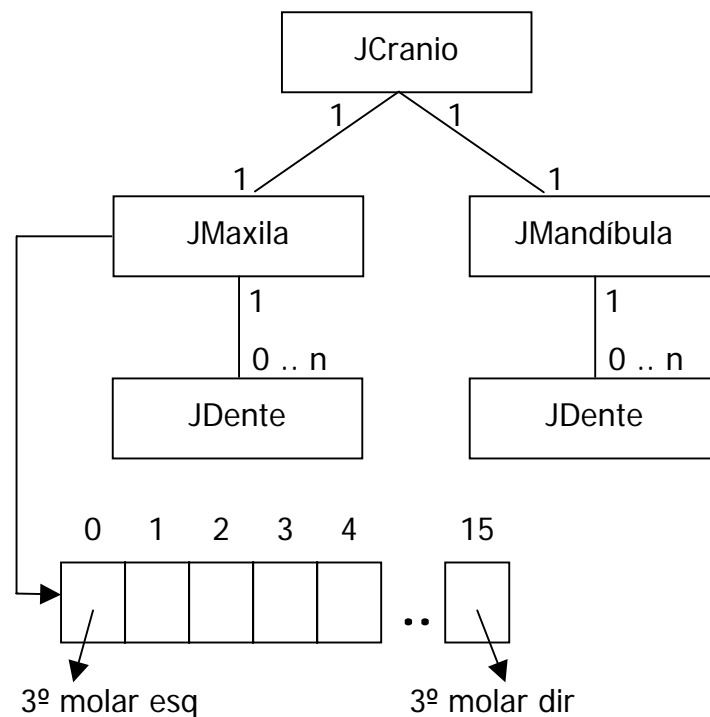


Figura 4.15: Diagrama de classes da hierarquia dos objetos do J-Ortho.

São considerados dentes elegíveis aqueles que possuem forças atribuídas, suficientes para movimentá-los. Para que um dente seja movimentado, consideram-se aspectos como magnitude da força aplicada ao dente, espaço disponível para movimentação na arcada dentária (ausência de dentes, indicações de extrações dentárias, etc) e forças de restrição ao movimento (força de resistência ao

movimento devido à estrutura onde se encontra embutido o dente e a existência de possíveis colisões geométricas com outros dentes), como descrito no Algoritmo E.8 (Anexo E).

Utilizando alguns parâmetros biomecânicos em ortodontia, apresentados no capítulo 3, neste trabalho foi implementado um modelo que representa uma força de resistência ao movimento do dente, de forma simplificada [Gurgel (2002)]. Essa força de resistência se opõe à força aplicada ao dente. Esta é então subtraída da força de resistência para o cálculo de uma força resultante, de acordo com as equações (2) e (3) do capítulo 3.

Baseado também nos movimentos dentários apresentados no capítulo 3, foram implementados movimentos de translação, inclinação, torque, extrusão e intrusão.

Para a movimentação de translação do dente são especificadas a força aplicada e sua direção, bem como o tipo de fio utilizado (redondo ou retangular). O sistema baseia-se particularmente no uso de fio para a geração de uma força constante. A movimentação de translação é realizada através do uso de um fio ortodôntico retangular. Avaliado o tipo de fio para a realização desse movimento, efetuam-se o cálculo da força resultante e o cálculo do deslocamento que será executado pelo dente. O dente realizará a translação, conforme estabelecido, podendo o movimento ser sob o eixo x, y ou z, acompanhando o arco ortodôntico (Figura 4.16).

O movimento de inclinação consiste em calcular o momento da força aplicada no dente, para encontrar o ângulo de rotação que este efetuará sobre o seu centro de resistência. O fio redondo é o tipo de fio utilizado, por exemplo, para representar esse tipo de movimento.

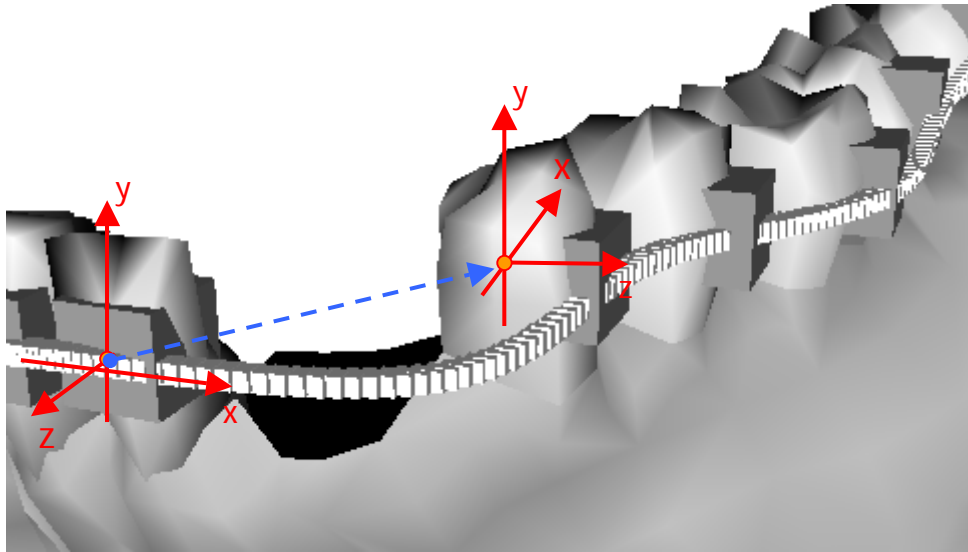


Figura 4.16: Deslocamento de um dente ao longo do arco ortodôntico.

O seu centro de rotação coincide com o seu centro de resistência, ou seja, está localizado a $2/3$ do centro da coroa do dente. O movimento de inclinação pode ser realizado sobre o eixo z , ou eixo x (Figura 4.17).

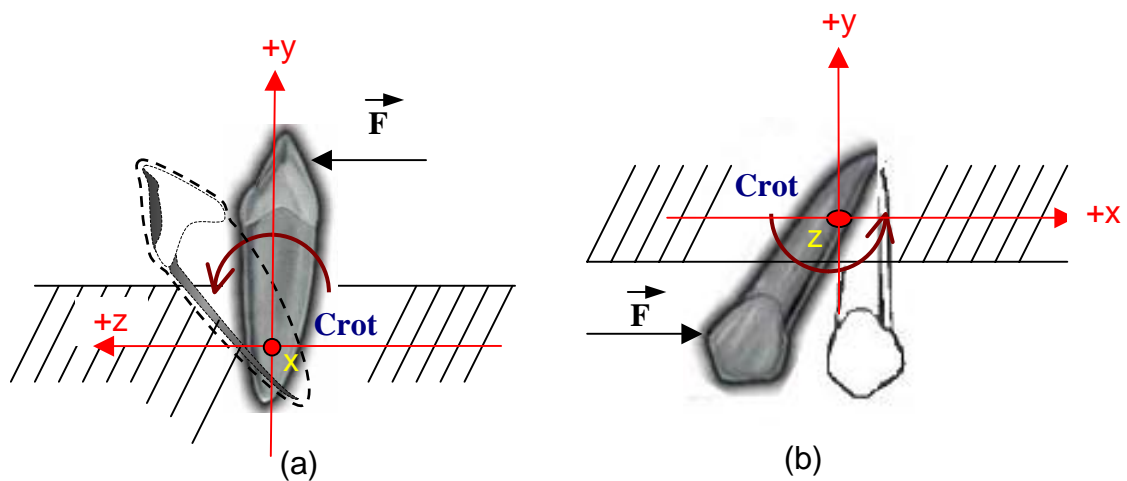


Figura 4.17: Movimento de inclinação do dente. Na figura (a), tem-se uma inclinação no eixo x . Em (b), uma inclinação no eixo z .

A implementação do movimento de extrusão consiste em efetuar um movimento de translação, no sentido da raiz para a coroa, onde a força atua

diretamente sobre o *bracket*, puxando o dente para fora da estrutura óssea em que está embutido. O tipo de fio utilizado para esse movimento é o fio retangular. O movimento de intrusão obedece à mesma forma de implementação do movimento de extrusão mudando-se o sentido da força, que agora atua puxando o dente para dentro da estrutura óssea em que está embutido, ou seja, uma translação para dentro da estrutura óssea.

O movimento de torque implementado no J-Ortho corresponde a uma rotação sobre o centro de rotação do dente deslocado para o centro da coroa. Para esse cálculo consideram-se as mesmas variáveis utilizadas para efetuar o movimento de rotação, apenas modificando-se o eixo que será utilizado para efetuar a rotação.

A detecção e o tratamento de colisão implementados no sistema têm o objetivo de verificar se houve alguma colisão entre os dentes e responder à colisão, respectivamente. O modelo usado para a detecção de colisão consiste de um envoltório circular sobre a coroa (no plano x-z) de cada dente (Figura 4.18). O centro do envoltório corresponde ao centro do plano x-z do dente (eixo y). Caso um ou mais dentes estejam em movimento, quando os seus respectivos envoltórios se tocam (interpenetram) detecta-se a ocorrência de colisão. Para isso, a cada movimentação do dente, compara-se a distância do raio do envoltório dentário que está em movimento, com o dente que se encontra em sua rota (no sentido do caminho do dente movimentado, seguindo a curva *spline* que representa o arco ortodôntico). Se a distância entre os raios for menor do que a soma de seus raios, então há colisão, caso contrário, não há colisão (Algoritmo E.9 (Anexo E)).

O tratamento de colisão consiste em aplicar 20% da força do dente movimentado ao dente que colidiu. O dente colidente, que se encontra sem movimento, que receberá o valor de 20% da força resultante do dente que estava

em movimento. Isso evita que um dente transpasse outro dente e que a força de colisão seja transmitida ao dente vizinho. Caso não exista espaço entre os dentes seguintes a estes na arcada dentária, então, o dente movimentado pára. Caso exista espaço entre o dente que colidiu (e estava parado) com o dente vizinho a este na arcada dentária, os dentes colidentes são todos movimentados, de acordo com um método de controle implementado que simula um efeito dominó, até que ocorra uma outra colisão ou até que o processo seja interrompido pelo usuário.

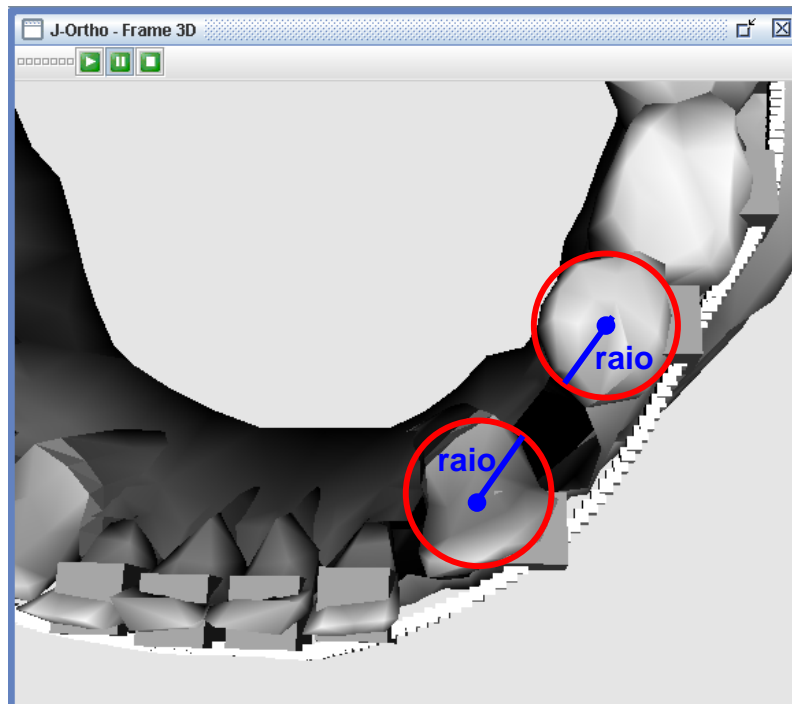


Figura 4.18: Envoltório circular implementado para a detecção de colisão.

Finalmente, para que o sistema possa representar as dimensões do crânio de determinado paciente do mundo real, realizou-se a normalização na escala dimensional (tamanho dos objetos na cena virtual em relação ao mundo real) e no tempo. A normalização da escala foi realizada para refletir o tamanho de um modelo

real de crânio, onde cada centímetro do mundo virtual corresponde a 6,5 cm do mundo real.

No próximo capítulo, serão apresentados quatro estudos de casos conduzidos para a avaliação do J-Ortho. Em particular, experimentos reais de tratamentos ortodônticos serão confrontados com os resultados gerados pelo simulador.

5 ESTUDOS DE CASOS

Com o objetivo de avaliar as potencialidades e limitações do J-Ortho, foram simulados quatro estudos de casos reais de tratamentos ortodônticos, todos diagnosticados por um especialista como maloclusão de Classe I (relação molar normal, com desorganização dental, conforme descrito no capítulo 3).

Todos os estudos de casos baseiam-se em materiais (moldes plásticos e medidas cefalométricas) fornecidos por um especialista na área. O primeiro estudo de caso aborda um típico problema de retração do grupo de dentes incisivos e canino, devidamente acompanhado ao longo de um ano de tratamento. Em particular, este estudo de caso possibilitou a avaliação de todos os módulos do J-Ortho. Os demais estudos de casos apresentados neste capítulo relatam problemas referentes a outras situações indesejáveis, clássicas em Ortodontia. Em particular, o segundo estudo de caso simula um problema de projeção dos dentes incisivos centrais, o terceiro o de afastamento lateral dos incisivos centrais e o quarto, e último caso, trata do fechamento de espaços entre os dentes 1º pré-molar e canino. Entende-se como situações indesejáveis os casos em que há risco de movimentação dentária incorreta durante a aplicação de um tratamento ortodôntico. Os estudos de casos de situações indesejáveis não possuem registros fotográficos (conforme obtido no primeiro) da arcada dentária de seus respectivos pacientes. Sendo assim, somente o componente J-Morph (ferramenta de metamorfose) do módulo de Simulação do Tratamento Ortodôntico não será avaliado nestes 3 últimos

estudos de casos que representam problemas clássicos de situações indesejáveis em Ortodontia.

Nas próximas seções, serão apresentados em detalhes os pacientes e os métodos utilizados, bem como os resultados de simulação obtidos com o J-Ortho. Em particular, para os 4 estudos de casos será considerado o eixo de coordenadas da Figura 4.1 para as transformações geométricas de translação e rotação.

5.1 Retração dos Dentes Caninos

O primeiro estudo de caso representa um problema de maloclusão de Classe I (conforme a classificação de maloclusão descrita pelo Dr. Edward Angle [citado em GRABER e VANARSDALL (1998)]), ou seja, a oclusão é normal, mas os dentes se encontram em uma disposição irregular (desalinhados e desnivelados). Neste estudo de caso foram disponibilizados por um ortodontista (de um paciente voluntário), registros fotográficos, valores de forças aplicados nos dentes e deslocamentos dos mesmos em cada etapa específica do tratamento realizado ao longo de um ano. Estes dados foram aplicados no J-Ortho para a avaliação e visualização do comportamento da arcada dentária do paciente.

5.1.1 Paciente e Métodos

O paciente inicialmente apresentou uma arcada dentária com 28 dentes (14 dentes na maxila e 14 dentes na mandíbula), com problema de apinhamento (sobreposição) dos primeiros pré-molares sobre os caninos na arcada dentária da maxila e da mandíbula. Outro problema diagnosticado foi o posicionamento e a angulação dos incisivos centrais superiores e inferiores, que apresentavam-se com uma inclinação de aproximadamente 26° e $21,28^{\circ}$ respectivamente. O ângulo de

inclinação da mandíbula definido para este paciente foi de $40,84^\circ$, conforme relatado em sua análise cefalométrica (Figura 5.1). Estes valores apresentam um desvio de $+2,8^\circ$ para os dentes incisivos centrais superiores, $-5,02^\circ$ para os incisivos centrais inferiores. Estes valores dos desvios de inclinação dos dentes incisivos centrais do paciente real são utilizados para a configuração da inclinação destes no modelo virtual do J-Ortho.

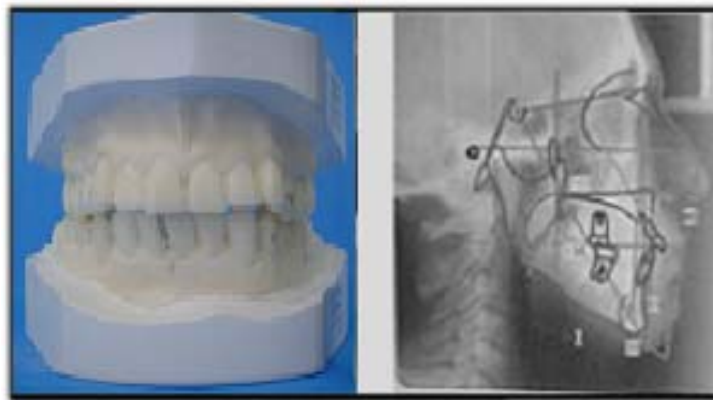


Figura 5.1: Dados ortodônticos extraídos do paciente. Imagem do molde plástico dentário (à esquerda), imagem de Raio-X com medidas cefalométricas (à direita).

O arco dentário da mandíbula do paciente possui largura lingual (largura entre os centros dos primeiros molares da mandíbula) de 5,0 cm e comprimento lingual (comprimento entre o ponto médio entre os dentes incisivos centrais e o ponto médio entre os primeiros dentes molares da mandíbula) de 2,6 cm (Figura 5.2).

Como parte do plano de tratamento ortodôntico, valores iniciais dos deslocamentos dos dentes foram medidos durante *check-ups* clínicos do paciente no período de um ano. O dente de referência (primeiro pré-molar) no molde de gesso e o dente movimentado (dente canino superior e inferior) foram marcados para identificação. Conforme determinado pelo tratamento, foi projetado para este

paciente o uso de um modelo de aparelho fixo com *brackets*, que possui embutido em sua estrutura valores de torção. Como parte do tratamento, planejou-se também a extração dos primeiros pré-molares de ambos os lados da mandíbula e maxila, com o objetivo de liberar espaços para permitir a retração dos dentes caninos e incisivos, bem como visando a correção da angulação dos incisivos.

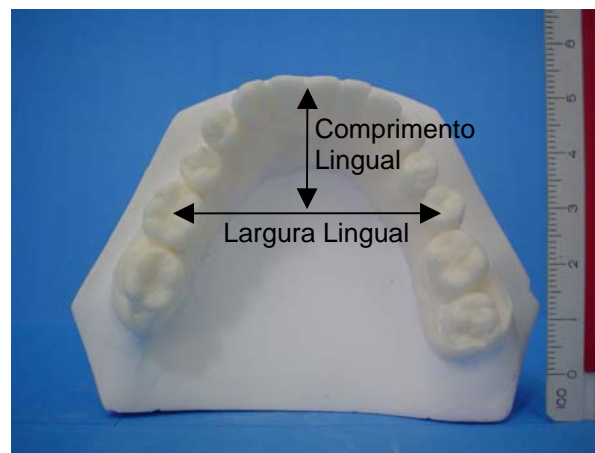


Figura 5.2: Imagem do molde plástico dentários da mandíbula. Visão oclusal (visão da área de contato dos dentes) da arcada dentária do paciente.

Após a extração dos primeiros pré-molares, realizou-se uma etapa de alinhamento (ajuste do posicionamento dos dentes em torno de uma configuração de um arco dentário ideal) e nivelamento (ajuste do posicionamento vertical dos dentes em uma disposição vertical ideal) dos dentes. Assim, foram realizados movimentos de retração parcial dos caninos para próximo dos segundos pré-molares e, em seguida, uma retração sem controle de torque dos grupos de dentes dos incisivos, conforme ilustrado na Figura 5.3.

O processo de retração parcial dos caninos consistiu na translação do dente, ao longo do arco ortodôntico. O fio metálico utilizado para a montagem do arco ortodôntico foi um fio circular de *NiTi* (níquel-titânio), de 0,14" x 0,16" de espessura.

Para realizar o movimento de translação do dente aplicou-se uma carga de força de 80 a 100 gramas (0,08N a 0,1N), durante 3 meses. A distância percorrida pelo canino superior direito nesse período de tempo foi de 7mm. A força aplicada foi realizada através do uso de uma liga elástica presa ao canino e conectada ao primeiro molar através de um fio metálico.

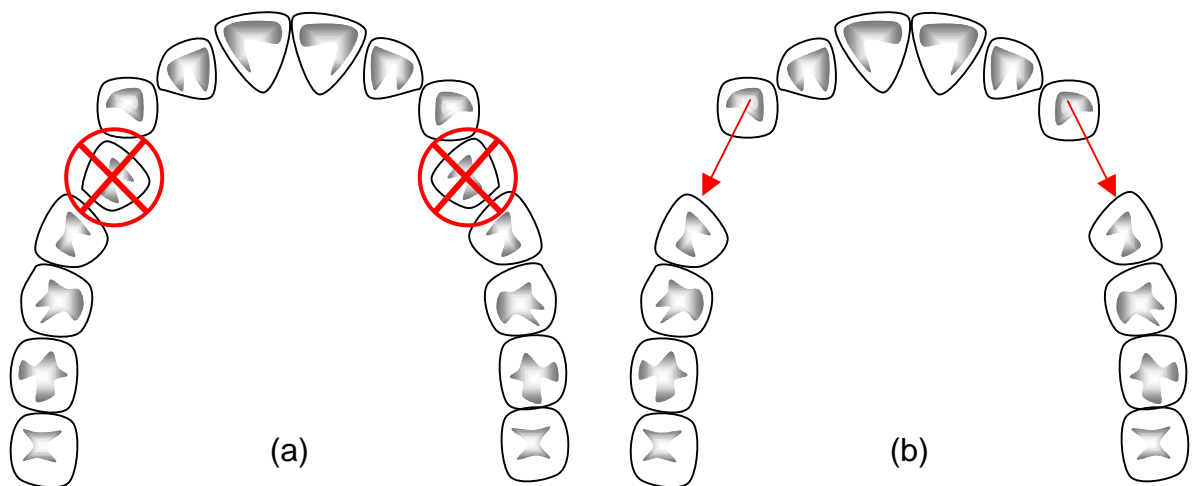


Figura 5.3: Plano de tratamento para a maxila. Em (a), tem-se a configuração inicial e os primeiros pré-molares marcados para extração com um “x”. Em (b), tem-se o plano de movimentação dentária para a realização do fechamento dos espaços decorrentes das extrações dos primeiros pré-molares.

Em particular, o canino esquerdo apresentou uma situação indesejável em sua movimentação. Esse dente não realizou o movimento de translação desejado, durante o período previsto pelo ortodontista. Apenas apresentou uma movimentação muito pequena durante o período de aplicação da força. Optou-se, então, pela substituição do fio metálico (0,14” x 0,16”) por um fio com configurações mais espessas (0,18” x 0,20”) de tal forma a permitir a aplicação de uma força maior sobre esse dente, através da inclusão de uma mola helicoidal entre os dentes de ancoragem (segundo pré-molar e primeiro molar). A magnitude da nova força

aplicada ao canino esquerdo foi de 250 gramas (0,25N). Entretanto, mesmo assim, esta nova força aplicada resultou em um deslocamento de apenas 1mm.

Atualmente, o tratamento ortodôntico desse paciente encontra-se na etapa de retração dos incisivos. Nessa etapa, um fio retangular (0,19" x 0,25") está sendo utilizado, onde uma força de 100 gramas (0,1N) é aplicada para a realização de um movimento de translação e inclinação dos incisivos (inclinação controlada). Esse fio realiza a retração simultânea do grupo de incisivos (centrais e laterais). Ao fio, adicionaram-se dois ganchos para permitir a conexão de uma liga elástica e de um fio metálico entre o gancho soldado ao arco ortodôntico e os dentes de ancoragem. Para o dente canino superior esquerdo, que encontra-se com dificuldade de movimentação, foi acrescido uma força dupla através da aplicação de duas ligas elásticas (uma na borda vestibular - face do dente voltada para fora da boca, e outra na lingual - face do dente voltada para a parte interna da boca, na direção da língua). O objetivo foi aumentar a força de tração neste dente para promover a sua translação para um ponto próximo ao segundo pré-molar superior esquerdo, conforme determinado no plano de tratamento ortodôntico. A magnitude da força aplicada em cada elástico é de aproximadamente 200 gramas (0,200N), equivalendo a uma força de 400 gramas (0,400N). Isso se deve ao fato do dente canino do paciente possuir dimensões fora do tamanho padrão [Figún e Garino (2003)], como também possivelmente a fatores biológicos que afetam a movimentação dentária (por exemplo, densidade óssea, idade, etc).

5.1.2 Utilizando o J-Ortho

Uma situação particular referente à pouca movimentação de retração de um dente canino superior do paciente é simulada utilizando-se o J-Ortho.

Inicialmente, realizou-se uma customização no tamanho dos dentes, mapeando-se as dimensões e inclinações do paciente real, aos dados correspondentes no J-Ortho.

A modelagem geométrica dos componentes da arca dentária foi realizada com base nos dados do plano de tratamento ortodôntico traçado pelo ortodontista. Esta configuração foi inicialmente definida na janela de propriedades da interface do sistema, especificando o posicionamento apropriado dos dentes (posição de translação e rotação), o tipo de fio adotado e as forças aplicadas em cada etapa do tratamento. Dimensões (linguais e palatais) e inclinação da mandíbula do paciente real também foram mapeadas no J-Ortho.

Na Ferramenta de Metamorfose J-Morph, foram utilizadas como dados de entrada 8 imagens (4 frontais e 4 maxilares internas), obtidas do paciente durante o seu retorno clínico, ao longo de um ano. Foram realizados diversos experimentos sob circunstâncias calibradas, para investigar os melhores parâmetros de representação da função peso (Equação 5, capítulo 4), como também para a definição precisa das linhas-características para a entrada de dados que representassem a visão frontal e interna da maxila (Figura 5.4).

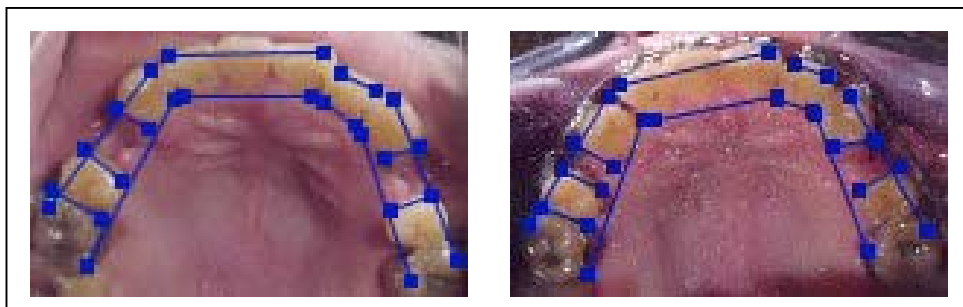


Figura 5.4: Linhas características das imagens inicial e final da arcada do paciente.

A Figura 5.5 exibe imagens frontais e visão da arcada maxilar do paciente obtidas durante os retornos clínicos. Pode-se observar que as últimas imagens (3ª linha, colunas 1 e 2) apresentam o aparelho ortodôntico já aplicado ao paciente.

Os resultados obtidos para o paciente do estudo de caso são exibidos na Figura 5.6. Nas imagens (1) e (7) das figuras 5.6 (a), (b), (c), e (d) são exibidas as linhas-característica para as visões frontais e internas da maxila. Em particular, as imagens (a) e (c) da Figura 5.6 exibem 4 imagens de registro do paciente (linhas 1, 3, 5, e 7) obtidas desde o início do tratamento e registradas a cada 3 meses, ao longo de um ano de tratamento. As figuras 5.6 (b) e (d) exibem 2 imagens de registro do mesmo paciente, referente à imagem do início do tratamento, e a última imagem obtida ao final de um ano de tratamento (linhas 1 e 7). Essas fotos foram tiradas regularmente: 15 dias após a extração dos primeiros pré-molares em ambos os lados da maxila (linha 1, nas figuras 5.6 (a), (b), (c), e (d), e linha 3, nas figuras 5.6 (a) e (c)). A única diferença entre a foto da linha 1 e as demais (linha 3, 5 e 7) é a presença do modelo de aparelho ortodôntico nas imagens exibidas na linha 3 (obtidas 6 e 12 meses depois), linha 5 nas figuras 5.6 (a) e (c), e linha 7 nas figuras 5.6 (a), (b), (c), e (d), respectivamente). Todas as outras imagens da arcada dentária, exibidas na Figura 5.6, foram geradas pela J-Morph e correspondem às imagens intermediárias do arco dental, calculadas por interpolação. Os resultados comprovam subjetivamente que uma metamorfose precisa e suave entre as imagens-chave pode ser obtida com sucesso. As imagens intermediárias das seqüências correspondem à média da imagem de origem, distorcida em 50% em direção à imagem destino, e a imagem de destino distorcida em 50% na direção de sua imagem origem.

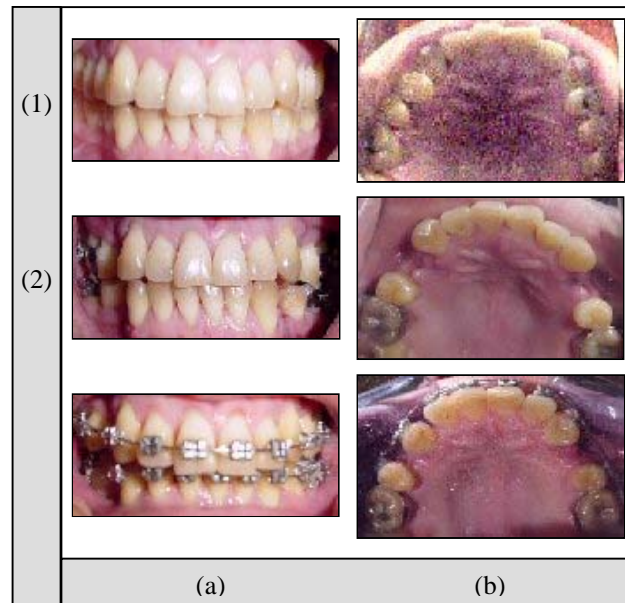


Figura 5.5: Registro fotográfico do paciente. Em (a), a visão dos dentes frontais, (b) a visão dos dentes da maxila através da boca. Em (a) e (b), de cima para baixo: (1) o arco dental original, (2) o arco dental após a extração dos primeiros pré-molares em ambos os lados da maxila, e (3) a posição corrente do arco dental já com a utilização do aparelho ortodôntico, respectivamente.

Em particular, o posicionamento inicial das linhas-características não foi o principal fator usado para determinar o resultado final da metamorfose. Inicialmente, foram produzidas imagens intermediárias com pequenos ruídos, ao redor da área do aparelho ortodôntico. Adicionando-se novos segmentos de linhas-características, o desempenho do algoritmo fica mais eficiente nessa área. O movimento de uma linha-característica em torno da imagem pode gerar, às vezes, uma região “fantasma” de parte da imagem exibida. Todavia, foi observado que a definição precisa dos valores dos parâmetros da função peso incrementa a qualidade das imagens intermediárias geradas.

A função linear parametrizada utilizada nas imagens de origem e destino para a geração das 5 imagens interpoladas exibidas na seqüência de metamorfose (linhas 2, 3, 4, 5, e 6 na Figura 5.6 (b) e (d)) mostra que resultados satisfatórios podem ser

obtidos a partir das simulações realizadas. Além disso, os resultados das simulações são similares às imagens de registros fotográficos e suas imagens intermediárias (figuras 5. (a) e (c), linhas 1, 3, 5, e 7, e figuras 5.7 (a) e (c), linhas 2, 4 e 6, respectivamente).

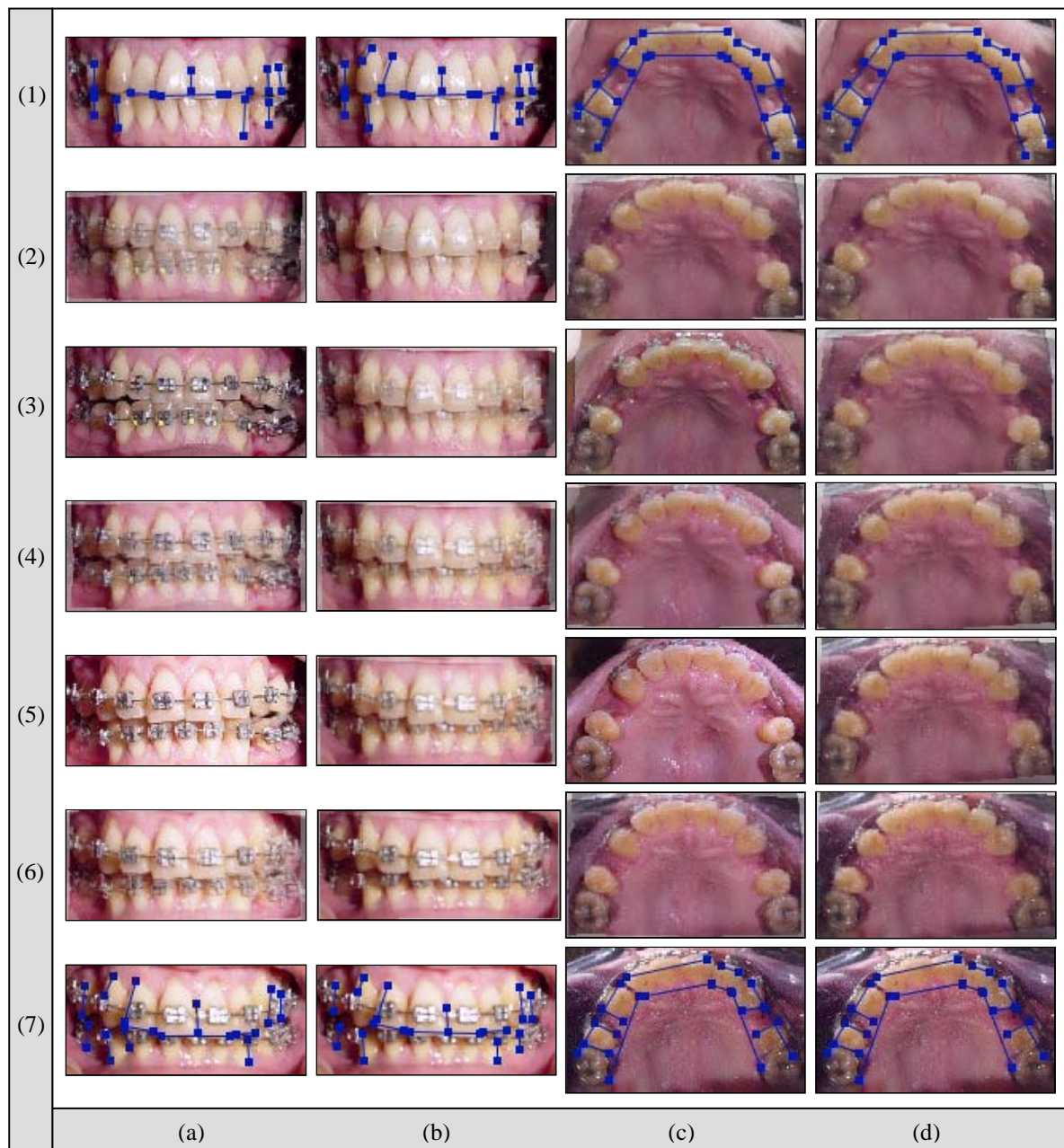


Figura 5.6: Resultados da Ferramenta de Metamorfose J-Morph.

Foram escolhidos valores de $p = 0,5$; $a = 0,2$; $b = 0,5$, e $p = 0,5$; $a = 0,2$; e $b = 1,7$ (mostrados nas figuras 5.6 (a) e (b), e nas figuras 5.6 (c) e (d), respectivamente) para executar a simulação. Foi observado que se o valor de b é muito alto (valor próximo a 2,0), então todo *pixel* será afetado somente pelas linhas próximas a ele, e que o peso atribuído a cada linha é significativo quando o *pixel* estiver exatamente contido na linha, e menos significativo quanto mais distante o *pixel* estiver dela. Todavia, um alto valor para p acarreta um peso mais significativo para linhas-características mais longas. Pequenos valores de a seriam utilizados basicamente para se evitar uma divisão por zero na equação do peso (Equação 5).

Para o estudo de caso apresentado, a simulação deste tratamento ortodôntico se dará conforme ilustrado na Figura 5.3. Inicialmente será realizada a retração dos caninos superiores (maxila) e inferiores (mandíbula). Em seguida, a retração do grupo de incisivos superiores e inferiores.

O módulo de Mapeamento Geométrico foi utilizado para o ajuste geométrico da arcada dentária da mandíbula e dos dentes virtuais (superiores e inferiores), com base em medidas bidimensionais (largura e altura lingual) do molde plástico dentário, ângulos de inclinação da mandíbula (medida cefalométrica (Go-Gn).(S-N)), e dimensões dos dentes (largura, altura e profundidade da coroa), conforme descrito no capítulo 4. Foram aplicadas as medidas relativas à mandíbula e aos dentes deste primeiro estudo de caso (descritas na seção 5.1, especificadas no Anexo D) para a síntese do paciente virtual (Figura 5.7).

Para essa simulação, configurou-se a disposição dos dentes no modelo 3D do crânio baseado no perfil do paciente, em que foram extraídos os primeiros pré-molares de ambos os lados de cada arcada dentária. A disposição dos dentes foi realizada através da janela de propriedades do simulador, em que angulações,

posicionamentos, tipo de fio, magnitude da força aplicada e sua direção de aplicação foram informadas. Cada dente possui uma matriz de transformação que representa o posicionamento relativo do dente na arcada dentária. Ao ser aplicada uma força no dente, esta matriz será utilizada para a sua movimentação e cálculo da distância percorrida.

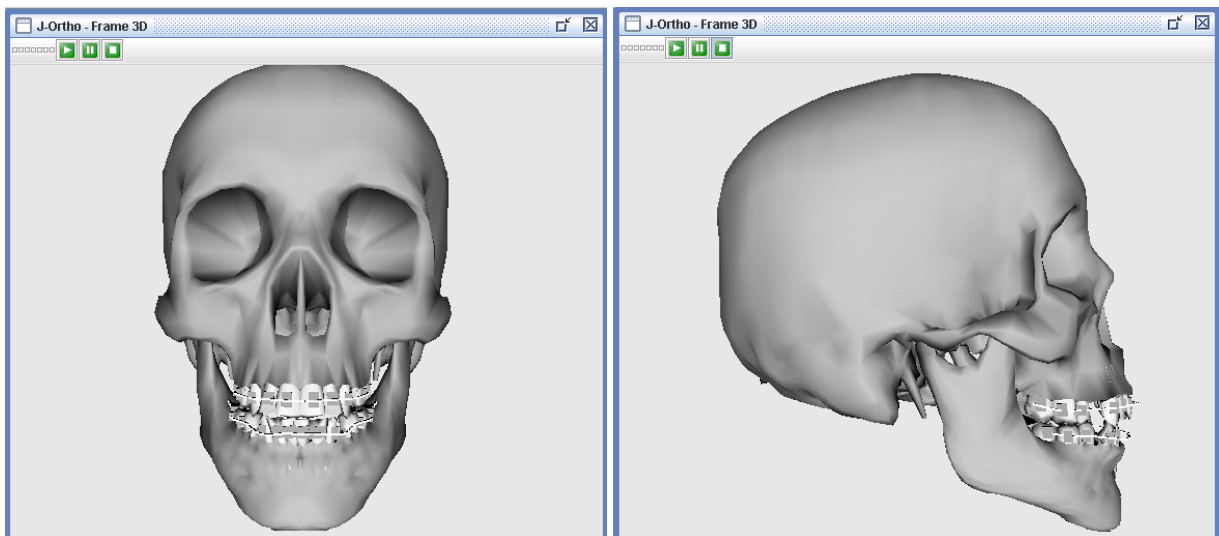


Figura 5.7: Imagens do crânio do primeiro estudo de caso. O dente 1º pré-molar superior e o inferior foram extraídos para abertura de espaços.

Inicialmente, aplicou-se uma força com magnitude de 0,02N para movimentar os caninos da maxila em direção ao segundo pré-molar, com o objetivo de avaliar a movimentação dos caninos sob a aplicação de uma força classificada como leve (Anexo C). No J-Ortho, ao realizar a simulação da aplicação de uma força leve, constatou-se que os caninos não se deslocaram. Isso provavelmente deve-se ao fato da força aplicada ser insuficiente para movimentar o dente canino deste paciente (que possui grandes dimensões).

Em seguida, aplicou-se uma nova força de 0,080N para a movimentação dos dentes caninos superiores, com o objetivo de simular sua movimentação sob a ação de forças moderadas (Anexo C). A simulação da aplicação dessa força permitiu o

deslocamento dos dentes caninos, sendo necessários 72 quadros para movimentá-los (aproximadamente 6,8mm), até a sua posição planejada, quando então parou. A parada foi devido à colisão ocorrida com o segundo pré-molar. O algoritmo de detecção de colisão implementado no J-Ortho impediu que o dente canino se deslocasse sobre o segundo pré-molar, mas constatou-se de forma subjetiva uma pequena interpenetração do dente canino no segundo pré-molar durante a colisão.

Uma nova simulação foi realizada no J-Ortho para avaliar o comportamento dos dentes caninos sob a ação de uma força de magnitude de 0,150N (Anexo C). A força aplicada foi suficiente para que os dentes caninos fossem movimentados. Foram necessários 36 quadros para que os caninos fossem deslocados até a sua posição desejada (aproximadamente 6,8mm). O aumento da força permitiu um aumento na velocidade de deslocamento destes dentes, conseqüentemente em uma redução no tempo de simulação. Os dentes caninos ao se chocarem com os segundos pré-molares pararam de movimentar-se, da mesma forma como ocorrido com as forças moderadas. O algoritmo de detecção de colisão comportou-se similarmente à situação da aplicação de forças moderadas.

5.1.3 Resultados

Para este estudo de caso, os módulos do J-Ortho foram avaliados e testados com sucesso e os resultados obtidos com as simulações foram bastante promissores. Em particular, os dados do paciente real também foram mapeados com sucesso no J-Ortho e os deslocamentos avaliados subjetivamente no J-Ortho foram similares às anotações clínicas relativas a este paciente (Figura 5.8).

No simulador, o dente canino direito deslocou-se satisfatoriamente sob a aplicação de forças moderadas e pesadas (o que não ocorreu com o paciente real).

Isto se deve ao fato do J-Ortho não levar em consideração fatores biológicos típicos da arcada do paciente no código implementado.

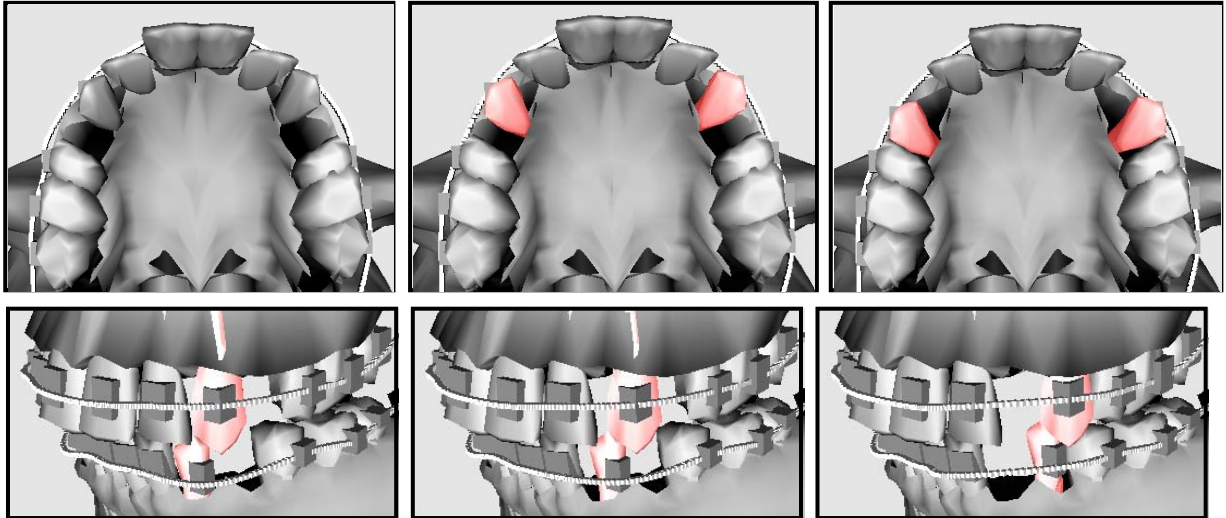


Figura 5.8 Resultados da simulação do movimento 3D dos dentes. De cima para baixo: visão intra-maxiliar (acima) e visão lateral (abaixo).

O componente J-Morph também mostrou-se útil como ferramenta de auxílio ao ortodontista para ilustrar a evolução do tratamento conduzido. Finalmente, o algoritmo de colisão implementado contribuiu para a geração de resultados de simulações bastante realistas. Os resultados obtidos com o J-Ortho foram bastante promissores e satisfizeram as expectativas iniciais de avaliação das potencialidades do sistema implementado.

5.2 Projeção dos Dentes Incisivos Centrais

Este estudo de caso aborda o problema da maloclusão de Classe I com o posicionamento indesejado dos dentes incisivos superiores, projetados para a frente. Foram obtidos do paciente, registros da análise cefalométrica e os moldes plásticos

da arcada superior e inferior. Estes dados foram aplicados no J-Ortho para avaliação e visualização de um possível plano de tratamento ortodôntico.

5.2.1 Paciente e Métodos

Nesta situação, o paciente apresentou uma arcada dentária com 23 dentes (11 dentes na maxila e 12 dentes na mandíbula), com os dentes incisivos centrais superiores encontram-se para à frente (protruídos). Estes encontram-se com uma inclinação de $31,84^\circ$ para a frente e inclinação mandibular de $40,24^\circ$. O desvio na inclinação destes dentes apresentado foi de $8,64^\circ$ do valor padrão. Estes dentes possuem uma extrusão de 8,04 mm, com um desvio de 2,44 mm do padrão, conforme ilustrado na Figura 5.9.

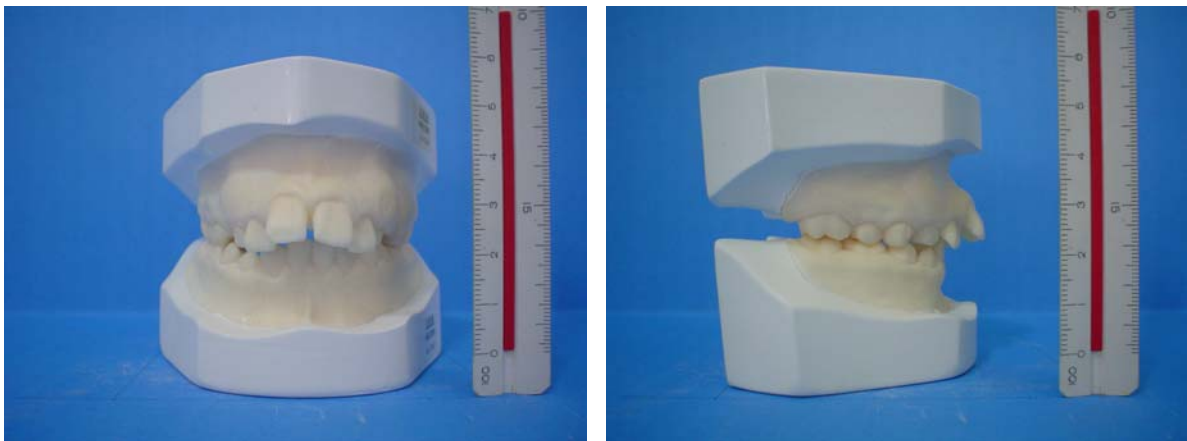


Figura 5.9: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente. À esquerda, tem-se a visão frontal dos dentes, e à direita, a visão lateral.

O arco dentário da mandíbula do paciente possui largura lingual (largura entre os centros dos primeiros molares da mandíbula) de 4,0 cm e comprimento lingual

(comprimento entre o ponto médio entre os dentes incisivos centrais e o ponto médio entre os primeiros molares da mandíbula) de 2,6 cm (Figura 5.10).

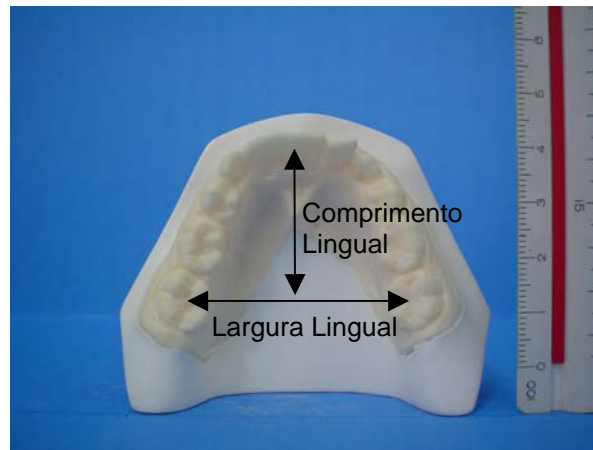


Figura 5.10: Imagem do molde plástico dentário da mandíbula. Visão oclusal (visão da área de contato dos dentes) da arcada dentária do paciente.

O plano de tratamento aplicado a este paciente baseia-se na retração da inclinação dos dentes incisivos centrais superiores (Figura 5.11). Durante a aplicação do tratamento ortodôntico, a situação indesejável para este paciente seria a inclinação excessiva (além do esperado pelo especialista) dos seus dentes incisivos centrais, devido à aplicação de forças de retração muito altas nos seus dentes.

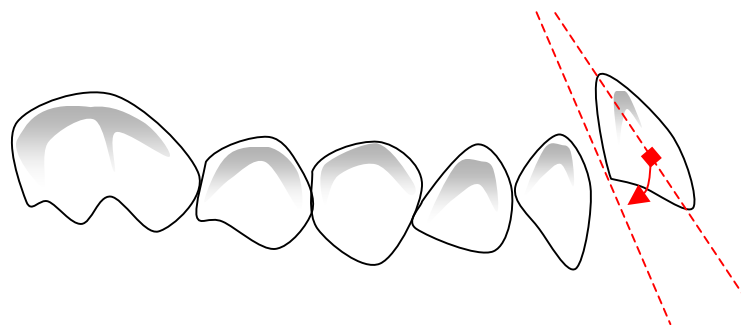


Figura 5.11: Plano de tratamento para a maxila. Movimentação dentária para a realização da inclinação do incisivo central superior.

5.2.2 Utilizando o J-Ortho

Os procedimentos de configuração deste estudo de caso foram similares aos descritos na seção 5.1. A modelagem da arcada dentária da mandíbula virtual deste estudo de caso foi realizada através do Módulo de Mapeamento Geométrico. A mandíbula e os dentes do modelo virtual foram ajustados conforme a configuração dos valores bidimensionais (largura e altura lingual) e inclinação da mandíbula (medida cefalométrica (Go-Gn).(S-N)) do paciente. Aplicaram-se então as medidas relativas à mandíbula e aos dentes deste segundo estudo de caso (descritas na seção 5.2.1, especificadas no Anexo D) para a síntese do paciente virtual. Em seguida, aplicou-se uma rotação de $8,64^\circ$, nos dentes incisivos centrais superiores do paciente virtual (Figura 5.12).

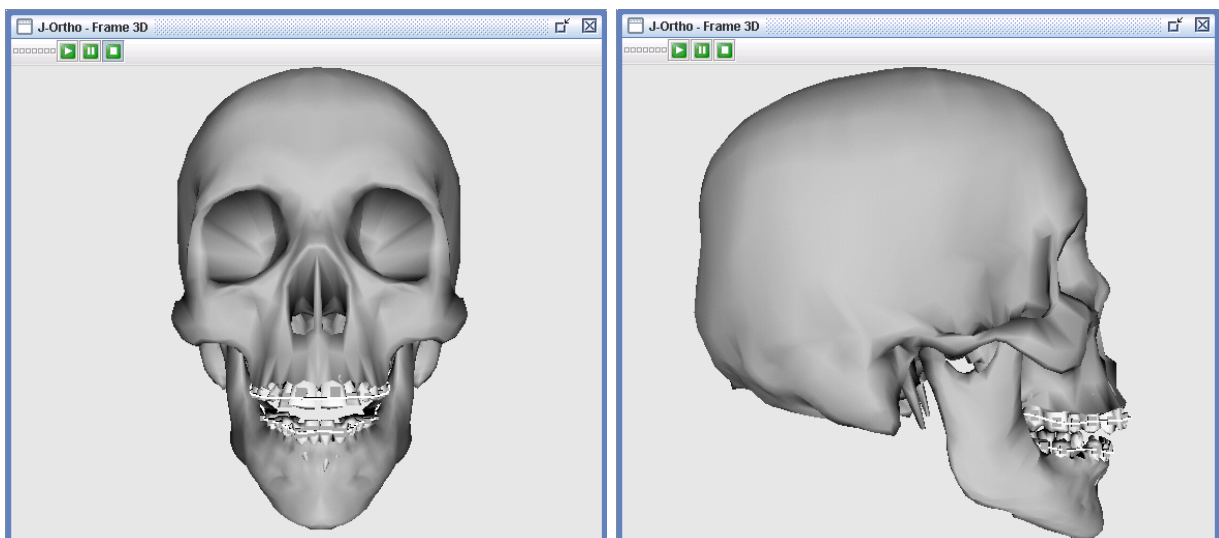


Figura 5.12: Imagens do crânio do segundo estudo de caso. Os dentes posteriores (incisivos centrais) encontram-se projetados para a frente.

Os testes realizados consistem em aplicar forças leves, moderadas e pesadas (conforme Anexo C) para realizar a inclinação dos dentes incisivos centrais superiores, analisando os resultados obtidos em cada simulação. Inicialmente,

aplicou-se uma força leve de 0,020N para inclinação dos dentes incisivos centrais superiores. De forma similar ao caso descrito na seção 5.1, a força aplicada não foi suficiente para realizar um movimento de inclinação desses dentes. Aplicou-se então uma força moderada de 0,080N para realizar o movimento de inclinação. Um movimento muito lento de inclinação foi observado no J-Ortho, que levou 106 quadros para realizar um movimento de inclinação de aproximadamente 8,04°. Isso mostra que a aplicação de forças moderadas é suficiente para efetuar o movimento de inclinação, sem o risco de realizar um movimento indesejado dos dentes. Nesse movimento, não ocorreu nenhuma situação de colisão entre os dentes, pois estes se movimentaram sem a existência de obstáculos que restringissem a sua movimentação.

Em seguida, aplicou-se uma nova força com objetivo de acompanhar o comportamento do dente sob a ação de uma força pesada (de 0,150N) para a realização de movimento de inclinação desses dentes. No J-Ortho foi visualizado um movimento de inclinação muito mais rápido do que aquele obtido ao aplicar forças moderadas. Foram necessários apenas 50 quadros para realizar um movimento de inclinação de aproximadamente 8,16°. Da mesma forma como ocorrido na aplicação de forças moderadas, não foi identificado nenhuma situação de colisão com outros dentes.

5.2.3 Resultados

Este estudo de caso permitiu avaliar e testar simulações realizadas nos módulos de mapeamento geométrico e simulação do movimento dentário. Os dados do paciente real foram mapeados de forma satisfatória no J-Ortho. Os

deslocamentos avaliados subjetivamente auxiliaram a identificar que a aplicação de forças leves é insuficiente para realizar a movimentação de inclinação dos incisivos centrais para este paciente (Figura 5.13(a)). A aplicação de forças moderadas e pesadas foi suficiente para promover a movimentação dentária dos incisivos centrais. A aplicação de forças moderadas se mostrou adequada para realizar uma movimentação mais controlada que as forças pesadas, pois a velocidade de movimentação na inclinação dos incisivos se mostrou mais rápida que a aplicação de forças moderadas(Figura 5.13(b)). Todavia, a aplicação de forças pesadas mostrou-se mais propícia para a ocorrência de uma situação indesejável, podendo levar o dente a uma inclinação além da planejada (Figura 5.13(c)).

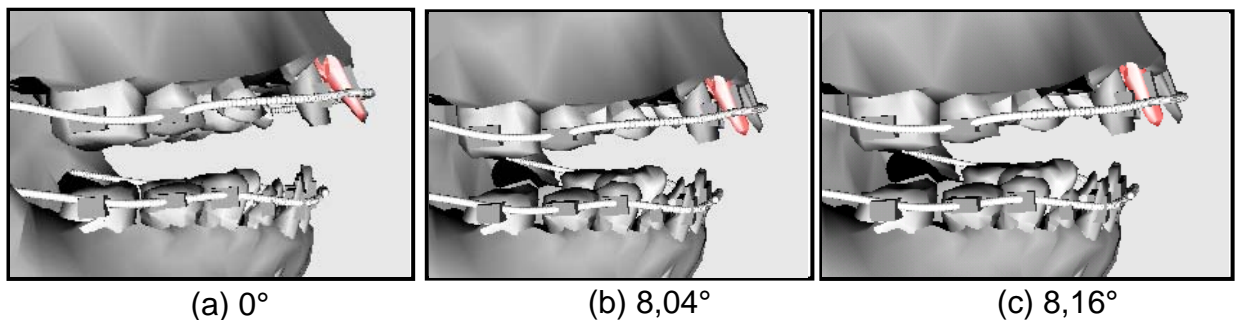


Figura 5.13 Resultados obtidos da simulação dos tipos de forças. Leves (a), moderadas (b) e pesadas (c).

Finalmente, o algoritmo de colisão implementado não foi avaliado nesta situação, uma vez que a movimentação aplicada neste estudo de caso não detectou a ocorrência de colisões com outros dentes. Os resultados obtidos com o J-Ortho mostraram-se bastante satisfatórios, atendendo as expectativas iniciais de avaliação das potencialidades do sistema implementado.

5.3 Afastamento Lateral dos Dentes Incisivos Centrais

Este estudo de caso aborda o problema da maloclusão de Classe I com a existência de espaço entre os dentes incisivos centrais superiores. Foram obtidos do paciente, registros da análise cefalométrica e os moldes plásticos iniciais da arcada superior e inferior. Estes dados foram aplicados no J-Ortho para avaliação do comportamento dentário para o fechamento do espaço existente entre estes dentes. Adicionalmente, buscou-se identificar situações que poderiam levar à ocorrência de uma situação indesejável, prejudicial ao paciente.

5.3.1 Paciente e Métodos

Neste estudo de caso, o paciente inicialmente apresentou uma arcada dentária com 30 dentes (16 dentes na maxila e 14 dentes na mandíbula), com problema de espaçamento entre os dentes incisivos centrais superiores. Outro problema diagnosticado foi o posicionamento e a angulação dos incisivos centrais superiores, que apresentavam-se com uma inclinação de aproximadamente $34,51^\circ$, com uma extrusão de 9,41mm e 3mm de espaçamento entre eles. O ângulo de inclinação da mandíbula definido para este paciente foi de $30,75^\circ$. Estes valores apresentam um desvio de $+11,31^\circ$ para a inclinação dos dentes, 3,81mm de extrusão e $-0,75$ para a inclinação da mandíbula (Figura 5.14). Estes valores dos desvios de inclinação dos dentes incisivos centrais do paciente real são utilizados para a configuração da inclinação destes no modelo virtual do J-Ortho.

O arco dentário da mandíbula do paciente possui largura lingual de 4,3 cm e comprimento lingual de 2,6 cm, conforme ilustrado na Figura 5.15.

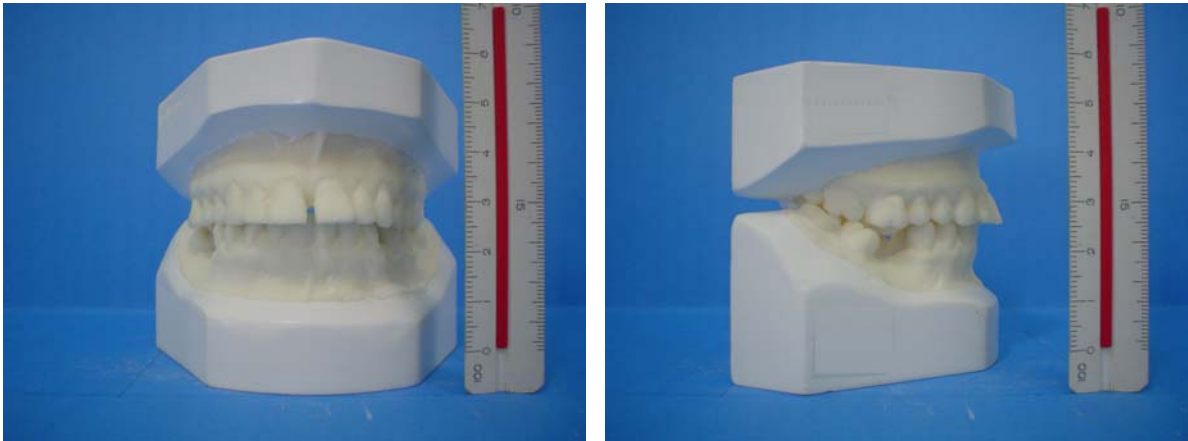


Figura 5.14: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente. À esquerda, tem-se a visão frontal dos dentes e à direita, a visão lateral.

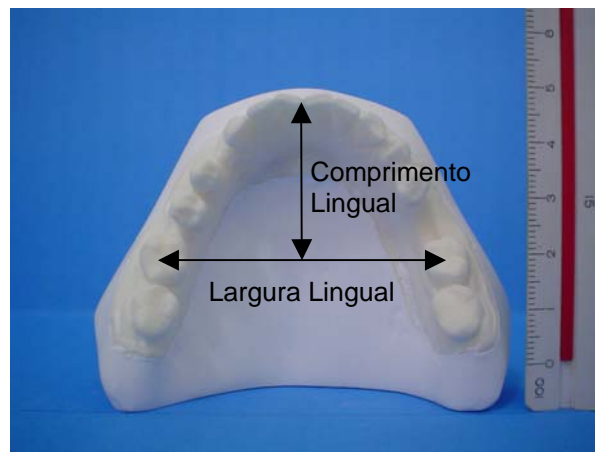


Figura 5.15: Molde plástico dentário da arcada dentária inferior do paciente.

Para a correção desse problema deve-se aplicar forças de translação nos dentes incisivos centrais (que estão mal posicionados), em direção ao ponto médio destes, deslocando-se cada dente incisivo central, em média, 1,5mm para fechamento do espaço existente (Figura 5.16).

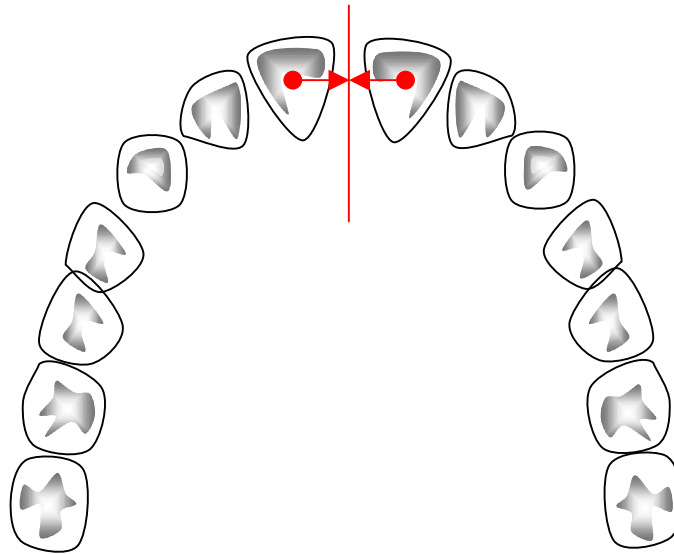


Figura 5.16: Plano de tratamento para a maxila. Tem-se o plano de movimentação dentária para o fechamento dos espaços entre os dentes incisivos centrais.

Durante o tratamento, a situação indesejável para este paciente seria a rotação dos dentes incisivos centrais da maxila em torno do seu eixo vertical, devido às forças de translação aplicadas. Para se evitar a ocorrência deste problema, realiza-se a translação desses dentes de forma bastante controlada, de tal forma a garantir a correta translação.

5.3.2 Utilizando o J-Ortho

A configuração desse estudo de caso foi realizada de forma similar aos descritos na seção 5.1 e 5.2. A modelagem da arcada dentária da mandíbula virtual foi realizada através do Módulo de Mapeamento Geométrico. A mandíbula e os dentes do modelo virtual foram ajustados conforme a configuração dos valores bidimensionais (largura e altura lingual) e inclinação da mandíbula (medida cefalométrica (Go-Gn).(S-N)) do paciente. Aplicaram-se então as medidas relacionadas à mandíbula e aos dentes deste segundo estudo de caso (descritas na

seção 5.3.1, especificadas no Anexo D) para a síntese do paciente virtual (Figura 5.17).

Os testes realizados consistiram em aplicar forças leves, moderadas e pesadas (conforme Anexo C) para realizar a translação dos dentes incisivos centrais superiores para o fechamento de espaço existente entre estes. Inicialmente aplicou-se uma força leve de 0,020N para translação dos dentes incisivos centrais superiores. Estes se movimentaram efetuando o fechamento de espaço de 3mm existente entre eles. Foram necessários 1856 quadros para que cada dente percorresse uma distância de 1,68mm, e 1890 quadros para que os dentes parassem de se deslocar. Foi observada uma pequena interpenetração entre os dentes durante a colisão.

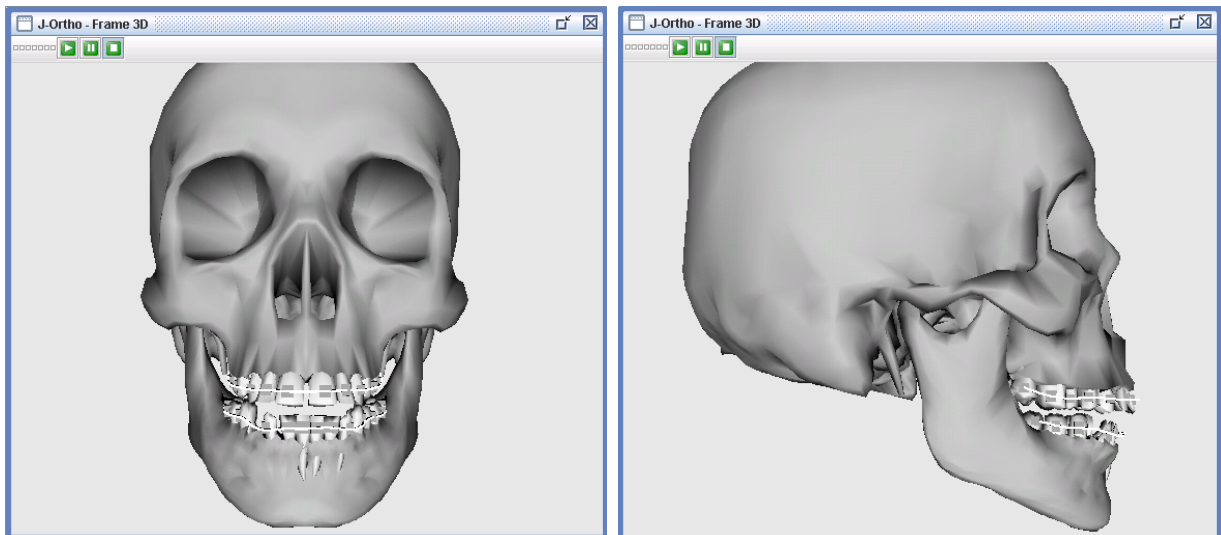


Figura 5.17: Espaçamento existente entre as coroas dos dentes incisivos centrais superiores.

Realizou-se uma simulação para o caso da aplicação de forças moderadas sobre mesmas condições do cenário de forças leves. A magnitude da força aplicada foi de 0,080N (o mesmo aplicado no estudo de caso anterior). Como resultados

obteve-se uma movimentação mais rápida destes dentes (39 quadros) em relação a aplicação de forças leves, percorrendo uma distância de aproximadamente 1,72mm. O algoritmo de detecção de colisão teve o mesmo desempenho apresentado na aplicação de forças leves, que de forma subjetiva, permitiu a ocorrência de uma pequena interpenetração entre estes.

Uma outra simulação foi realizada para este caso, de forma similar às descritas nessa seção, mas com a aplicação de forças pesadas de 0,150N. Os dentes deslocaram-se de forma mais rápida que os da aplicação de forças moderadas. Foram necessários apenas 14 quadros para a realização do movimento de translação para fechamento de espaço dos incisivos centrais.

5.3.3 Resultados

Este estudo de caso permitiu avaliar e testar o J-Ortho para simulações de mapeamento geométrico e simulação do movimento dentário, sendo este processo similar ao descrito na seção 5.2.2. Os dados do paciente real foram mapeados de forma satisfatória no J-Ortho. Os deslocamentos avaliados de forma subjetiva no J-Ortho permitiram concluir que a aplicação de forças leves foi suficiente para realizar a movimentação controlada de fechamento de espaço entre os dentes incisivos centrais da maxila. A aplicação de forças moderadas se mostrou mais adequada, pois reduziu o tempo de execução do tratamento de forma suficiente a evitar a ocorrência de uma situação indesejada. As forças pesadas obtiveram uma movimentação dentária mais rápida que a aplicação de forças moderadas. Entretanto, mais perigosas, pois o movimento realizado para o fechamento de espaços foi mais rápido, podendo causar uma colisão entre os incisivos centrais superiores e levar à situação indesejada de rotação desses dentes (Figura 5.18).

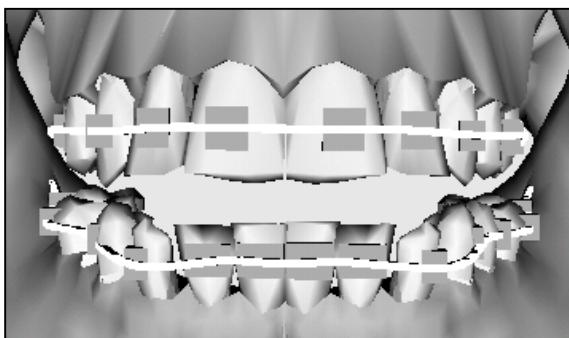


Figura 5.18: Resultado obtido da simulação de forças leves, moderadas e pesadas.

A detecção de colisão atuou de forma satisfatória, apesar da ocorrência de uma pequena interpenetração entre os dentes. Na aplicação de forças leves e moderadas os dentes movimentados, ao colidirem, pararam, obtendo um desempenho melhor do que quando da aplicação de forças pesadas.

Os resultados obtidos na simulação do estudo de caso dessa seção com o J-Ortho foram satisfatórios, segundo as expectativas iniciais de avaliação das potencialidades do sistema implementado.

5.4 Fechamento de Espaço entre os Dentes 1º Pré-molar e Canino

Este estudo de caso aborda o problema da maloclusão de Classe I de fechamento de espaços entre os dentes primeiro pré-molar e caninos inferior direito. Foram obtidos do paciente, registros da análise cefalométrica e os moldes plásticos da arcada superior e inferior. Estes dados foram aplicados no J-Ortho para avaliação do comportamento dentário para o fechamento do espaço existente entre estes dentes, na tentativa de identificar a ocorrência de situações indesejáveis.

5.4.1 Paciente e Métodos

Neste estudo de caso, o paciente inicialmente apresentou uma arcada dentária com 28 dentes (14 dentes na maxila e 14 dentes na mandíbula), com problema de espaçamento entre os dentes primeiro pré-molar inferior direito e o canino inferior direito de, aproximadamente, 4mm. Outro problema diagnosticado foi o posicionamento e a angulação dos incisivos centrais superiores, que apresentavam-se com uma inclinação de aproximadamente $34,82^\circ$, com uma extrusão de 8,79mm. O ângulo de inclinação da mandíbula definido para este paciente foi de $16,60^\circ$. Estes valores apresentam um desvio de $11,62^\circ$ para a inclinação dos dentes, 3,19mm de extrusão e $-14,90^\circ$ para a inclinação da mandíbula (Figura 5.19).

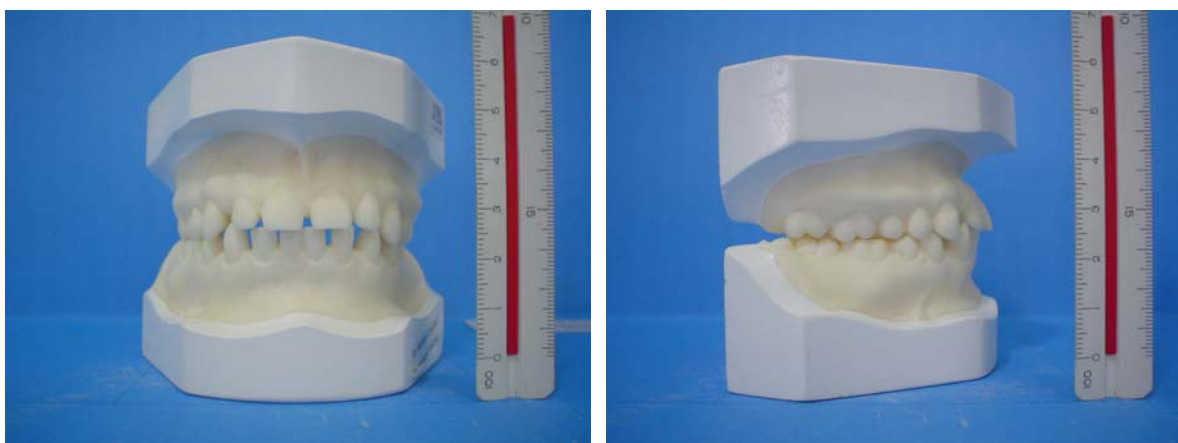


Figura 5.19: Relação de imagens do molde plástico dentário do paciente. À esquerda, tem-se a visão frontal dos dentes, e à direita a visão lateral.

O arco dentário da mandíbula do paciente possui largura lingual (largura entre os últimos molares da mandíbula) de 5,0 cm e comprimento lingual (comprimento entre o ponto médio entre os dentes incisivos centrais e o ponto médio entre os últimos dentes molares da mandíbula) de 3,0 cm (Figura 5.20).

Para realizar o fechamento de espaço identificado deve-se aplicar forças de translação no dente primeiro pré-molar inferior direito em direção ao dente canino inferior direito com o objetivo de deslocar em média 3,0mm para fechamento do espaço existente (Figura 5.21).

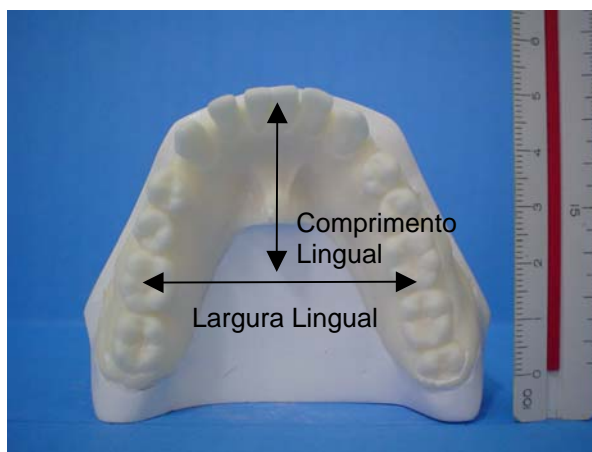


Figura 5.20: Imagem do molde plástico dentário da mandíbula. Visão oclusal (visão da área de contato dos dentes) da arcada dentária do paciente.

Durante o tratamento, a situação indesejável para este paciente seria a ocorrência do apinhamento (translação desordenada dos dentes na boca) dos dentes incisivo lateral, canino e primeiro pré-molar, devido à ocorrência de colisão entre eles.

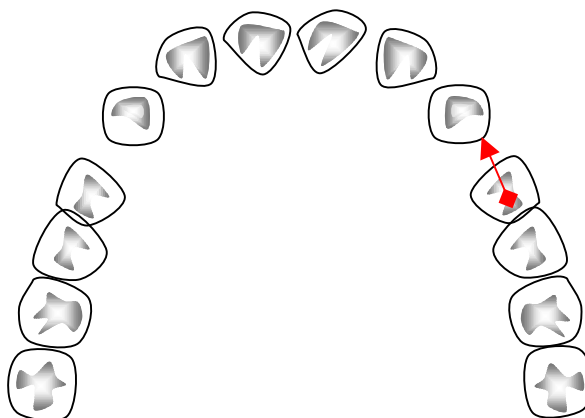


Figura 5.21: Plano de tratamento para o fechamento de espaço na mandíbula. Fechamento dos espaços entre os dentes primeiro pré-molar inferior direito e o canino inferior direito.

5.4.2 Utilizando o J-Ortho

J-Ortho foi utilizado nesta seção para efetuar a modelagem da arcada dentária do paciente, bem como simular aplicação de forças com o objetivo de avaliar o comportamento do movimento dentário e identificar a ocorrência de situações indesejáveis para este estudo de caso. A configuração deste estudo de caso foi realizada de forma similar aos descritos na seção 5.1, 5.2 e 5.3. A modelagem da arcada dentária da mandíbula virtual deste estudo de caso foi realizada através do Módulo de Mapeamento Geométrico. A mandíbula e os dentes do modelo virtual foram ajustados conforme a configuração dos valores bidimensionais (largura e altura lingual) e inclinação da mandíbula (medida cefalométrica (Go-Gn).(S-N)) do paciente. Aplicaram-se então as medidas relatadas à mandíbula e aos dentes deste segundo estudo de caso (descritas na seção 5.4.1, especificadas no Anexo D) para a síntese do paciente virtual (Figura 5.22).

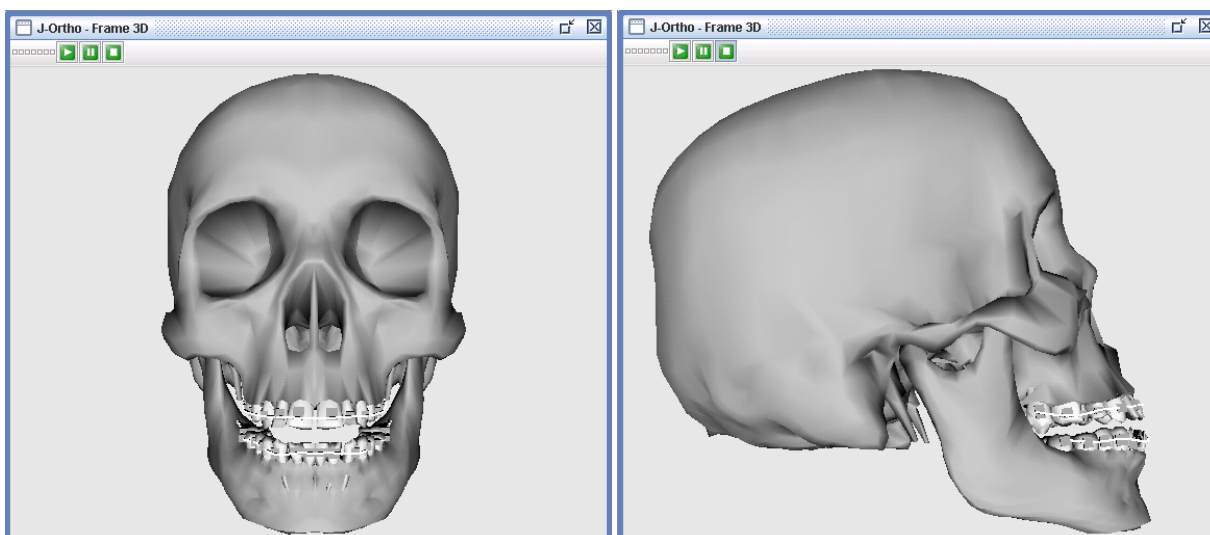


Figura 5.22: Imagens do Crânio do quarto paciente. À esquerda, tem-se a visão frontal do crânio e à direita, a visão lateral.

Os testes realizados consistiram em aplicar forças leves, moderadas e pesadas (conforme Anexo C) para realizar a translação do dente primeiro pré-molar inferior direito em direção ao dente canino inferior direito, com o objetivo de efetuar o fechamento de espaço existente entre eles, analisando os resultados obtidos para cada caso.

Primeiramente, aplicou-se uma força leve de 0,020N para translação do dente primeiro pré-molar inferior. Ao simular a translação no J-Ortho, visualizou-se um movimento muito lento de translação, que levou 239 quadros para realizar um deslocamento de aproximadamente 3mm. Isso demonstra que a aplicação de forças leves é suficiente para efetuar o movimento de translação sem o risco de realizar um movimento indesejado dos dentes, mas levando um tempo considerável. O dente movimentado, ao se chocar com o dente canino inferior direito parou de mover-se devido às regras de implementação definidas no algoritmo de detecção de colisão (conforme descrito no capítulo 4). Apesar de existir espaços entre o dente canino inferior direito e o dente incisivo lateral direito, a força aplicada não foi suficiente para promover um efeito “dominó” dos dentes primeiro pré-molar inferior direito e o canino inferior direito. Na ocorrência da colisão dos dentes, identificou-se uma pequena interpenetração entre o dente movimentado e o dente parado.

Em seguida, realizou-se uma nova simulação para a avaliação do plano de tratamento na aplicação de uma força moderada de 0,080N para translação do primeiro pré-molar inferior. A simulação permitiu visualizar um movimento de translação mais rápido que a aplicação de forças leves, levando 108 quadros para realizar o deslocamento de aproximadamente 3mm. Ao realizar a colisão deste dente com o dente canino inferior direito, pode-se observar a ocorrência de um efeito “dominó” sobre o dente canino inferior direito, empurrando estes dente ao longo de

253 quadros, em que deslocou-se por mais 1mm até para o movimento. Pode-se constatar que a força moderada aplicada foi suficiente para causar um efeito “dominó”, mas não o suficiente para movimentação do grupo de dentes (primeiro pré-molar e canino inferior direito) até a colisão como o dente incisivo lateral inferior direito. O algoritmo de detecção de colisão mostrou a possibilidade da realização deste efeito, inclusive ressaltando a redução da movimentação dos dentes para estes casos.

Finalmente, uma última simulação foi realizada para avaliar o comportamento do movimento de translação sob a ação de uma força pesada de 0,150N para translação do dente primeiro pré-molar. A simulação no J-Ortho permitiu a visualização de um deslocamento mais rápido que o realizado na aplicação de uma força moderada. O fechamento de espaço entre o primeiro pré-molar inferior direito e o dente canino inferior direito levou 27 quadros para percorrer o espaço de aproximadamente 3mm, até a ocorrência de colisão entre eles. A força aplicada causou o efeito “dominó” entre o dente movimentado e o dente canino inferior direito, que movimentou o grupo de dentes até que houvesse a colisão com o dente incisivo lateral inferior direito, que ocorreu em 163 quadros (percorrendo uma distância de aproximadamente 5mm). Na colisão, houve uma pequena interpenetração dos dentes similarmente ao da aplicação da força moderada. Com o efeito dominó, pode-se visualizar a movimentação dos dentes primeiro pré-molar, canino e incisivo lateral inferior direito, ao longo do arco ortodôntico.

5.4.3 Resultados

Este estudo de caso permitiu avaliar e testar o J-Ortho para simulações de mapeamento geométrico e simulação do movimento dentário, processo similar ao

descrito nas seções de estudos de casos anteriores (5.2 e 5.3). Os dados do paciente real foram mapeados de forma satisfatória no J-Ortho. Os deslocamentos avaliados de forma subjetiva no J-Ortho auxiliaram na identificação que a aplicação de forças leves foi suficiente para realizar a movimentação de fechamento de espaços entre os dentes primeiro pré-molar inferior direito e o canino inferior direito, mas insuficiente para promover o efeito dominó entre eles (Figura 5.23(a)). A aplicação de forças moderadas proveu uma movimentação mais rápida que a força leve, inclusive promovendo o efeito dominó entre estes dentes, mas insuficiente para que o efeito perdurasse até a colisão deste grupo com o dente incisivo lateral inferior. Esta força se mostrou mais adequada, pois reduziu o tempo de execução do tratamento de forma suficiente, mas devido a ocorrência de um efeito “dominó”, exige atenção do especialista para que este efeito não cause uma situação indesejada de movimentação adicional destes dentes (Figura 5.23(b)). As forças pesadas obtiveram uma movimentação dentária mais rápida que a aplicação de forças moderadas, entretanto, mais perigosas pois devido ao efeito “dominó”, o movimento se propagou até que ocorresse a colisão com o dente incisivo lateral inferior direito. Similarmente ao caso da aplicação de força moderada, a força pesada exige uma maior atenção na movimentação dentária, pois os resultados do efeito dominó para o fechamento de espaços podem levar a uma situação indesejada de movimentação adicional, mais prejudicial do que a causada quando da aplicação de forças moderadas (Figura 5.23(c)).

O J-Ortho utiliza dados obtidos do plano de tratamento ortodôntico com o objetivo de simular o comportamento dos dentes conforme proposto pelo tratamento e fundamentado (baseado em situações reais) por um especialista em ortodontia.

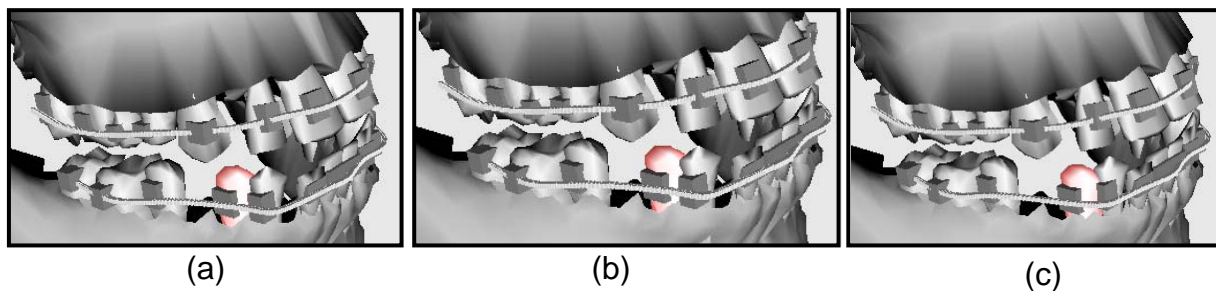


Figura 5.23: Resultados obtidos da simulação de forças. Leves (a), moderadas (b) e pesadas (c).

Esse capítulo apresentou 4 estudos de casos baseados em situações indesejáveis que podem ocorrer durante o tratamento ortodôntico, dependendo do problema apresentado. O J-Ortho foi utilizado para simular estes casos conhecidos, devidamente selecionados por um especialista na área de ortodontia.

O primeiro estudo de caso baseia-se em um tratamento ortodôntico realizado ao longo de um ano. Os dados dos demais estudos de casos foram obtidos de casos reais, mas em fase inicial de tratamento ortodôntico. Foram apresentados os dados referentes às configurações desses pacientes (posicionamento dos dentes, força aplicada a cada dente, tempo de tratamento e distância de deslocamento do dente, altura, largura e inclinação da arcada dentária dentre outros), bem como resultados reais do tratamento aplicado ao primeiro paciente, e resultados simulados para os demais estudos de casos. Os dados da simulação baseados no J-Ortho foram avaliados e testados com sucesso e seus resultados analisados confrontando-os com os dados reais do paciente.

Os dados do paciente real foram mapeados satisfatoriamente no J-Ortho através do módulo de Mapeamento Geométrico. Em uma avaliação subjetiva entre

os moldes plásticos dentários de cada estudo de caso e as imagens obtidas pelo J-Ortho, pôde-se constatar uma similaridade entre eles.

As simulações realizadas no J-Ortho foram avaliadas, com base na aplicação de 3 categorias de forças (Anexo C). Para o primeiro estudo de caso os dados das forças aplicadas foram confrontadas com o registro de acompanhamento real do tratamento. Os resultados obtidos demonstram que a simulação permitiu identificar qual categoria de força aplicar para o correto movimento dos dentes caninos. Devido a fatores biológicos (como exemplo: idade, sexo, existência de um calo ósseo formado pela extração do 1º pré-molar) existentes no paciente real, o movimento do dente canino superior direito não refletiu a realidade para este dente, mas foi satisfatório para a simulação do dente canino superior esquerdo. As simulações dos demais estudos de casos demonstram que os resultados obtidos são satisfatórios, permitindo uma análise subjetiva do movimento dentário sob aspectos da movimentação em torno do arco ortodôntico, físicos (forças aplicadas, resistência e resultante) e de colisão entre os dentes (efeito “dominó”). Pôde-se observar que o algoritmo de movimentação dentária atuou conforme o plano de tratamento estabelecido, limitado a aspectos geométricos e físicos implementados, conforme descrito no capítulo 4. O método de detecção de colisão apresentou resultados satisfatórios, que através de uma análise subjetiva, permitiu uma pequena interpenetração entre dentes em algumas situações de colisão. Isso se deve ao fato do método implementado basear-se em um método de detecção de colisão contínua, em que a colisão só é detectada após a interpenetração dos objetos.

Os resultados apresentados neste capítulo, demonstram que o J-Ortho atende às expectativas quanto à sua aplicação na área de treinamento e ensino, de forma bastante promissora e satisfatória.

6 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Neste trabalho, inicialmente, foi realizado um estudo comparativo entre um número expressivo de Sistemas ortodônticos existentes (42), incluindo vantagens e desvantagens de cada abordagem. Este estudo comparativo foi também utilizado para categorizar os sistemas existentes, servindo como ponto de partida para a determinação dos requisitos principais para o desenvolvimento do J-Ortho, um ambiente gráfico interativo de código aberto para a simulação de tratamento ortodôntico.

O J-Ortho é composto de 3 módulos básicos: Mapeamento Geométrico, Geração da Malha 3D e Simulação do Tratamento Ortodôntico. O Mapeamento Geométrico se refere à customização das coordenadas do modelo virtual, ajustando as geometrias dos pacientes virtuais às configurações de entrada dos pacientes reais. A Geração da Malha 3D corresponde ao processo de geração tridimensional do modelo virtual do crânio, mandíbula, dentes e aparelho ortodôntico fixo. Os resultados das simulações relatados no capítulo 5 mostraram de forma subjetiva que o modelo do paciente virtual representa, com um bom grau de similaridade, o modelo do paciente real. A Simulação do Tratamento Ortodôntico é responsável pela visualização bidimensional da evolução do tratamento, bem como pela simulação tridimensional do movimento do dente na arcada dentária do paciente. Este módulo, por sua vez, é composto pelos componentes J-Morph e Simulador do Movimento Dentário. O J-Morph, Ferramenta de Metamorfose implementada no J-Ortho, requer algum trabalho interativo para efetuar a seleção de linhas características em alguns

quadros-chaves (imagens dentárias registradas no início do tratamento e outras registradas posteriormente, quando da mudança significativa no posicionamento dos dentes). Entretanto, este trabalho interativo compensa os resultados de metamorfose produzidos. Em particular, os valores utilizados para as constantes da função peso podem ser utilizados com sucesso para outras imagens similares às exibidas neste trabalho (imagens frontais e internas da maxila).

O Simulador do Movimento Dentário é responsável pela simulação do plano de tratamento ortodôntico e visualização da movimentação do(s) dente(s) na arcada dentária. As simulações realizadas no capítulo 5 permitiram visualizar movimentações dentárias ao longo do arco ortodôntico de forma bastante satisfatória, conforme as especificações descritas no capítulo 3. Além disso, propiciaram a análise de estratégias para se evitar a ocorrência de possíveis situações indesejáveis, para cada plano de tratamento.

Em particular, o método de detecção de colisão implementado, conforme descrito no capítulo 4, foi bastante útil para a geração de movimentos mais realistas no J-Ortho, podendo ser adicionalmente útil para estimar e ilustrar problemas de desgaste nos dentes durante a oclusão. Devido ao fato do algoritmo implementado corresponder a um método discreto para a detecção de colisão, em um ou outro caso pode-se notar uma leve interpenetração entre os dentes. Sem comprometer o desempenho atual do J-Ortho, métodos contínuos para a detecção de colisão deverão ser investigados para buscar um maior refinamento no cálculo do ponto exato de colisão.

Neste trabalho, o J-Ortho foi avaliado subjetivamente com base nos estudos de casos investigados. Vários tipos de movimentos dentários foram simulados de acordo com os moldes dentários, registros fotográficos obtidos em bases regulares

(um estudo de caso planejado ao longo de 1 ano de tratamento e outros 3 retratando situações indesejáveis), e respectivos planos de tratamento ortodônticos especificados por um especialista na área. Os resultados obtidos são bastante promissores e mostram que casos básicos e indesejáveis em Ortodontia podem ser gerados com sucesso, utilizando-se o J-Ortho. Especialmente, quanto à qualidade do Mapeamento Geométrico, este apresentou resultados satisfatórios para mapeamento da mandíbula e arcada dentária, ainda não estendendo suas funcionalidades para realizar o mapeamento na arcada dentária da maxila do paciente virtual na implementação corrente. Os deslocamentos produzidos pela aplicação de força leve, moderada e pesada, apresentaram bons resultados, que auxiliaram a identificação de situações em que o deslocamento seria insuficiente, ideal, ou indesejável, conforme verificado nos resultados descritos no capítulo 5 (tendo como base a tabela de classificação das forças do Anexo C). Os resultados apresentados nos 4 estudos de casos permitiu constatar que a aplicação de forças moderadas apresentou melhor resultado em relação as demais classes de forças (Anexo D).

Quanto ao modelo do arco ortodôntico, os resultados apresentados demonstraram com sucesso que o método implementado de representação baseado em curvas *splines* cúbicas permite a remodelagem do arco ortodôntico a cada nova configuração da arcada dentária, e durante a movimentação dos dentes, representando dois tipos de fio ortodôntico, retangular e circular. O redimensionamento das raízes dos dentes apresentou resultados que se aproximam do modelo real, mas devido à sua implementação ser baseada na alteração de escala do dente, pôde-se visualizar um pequeno grau de deformação no modelo dos dentes.

Todavia, J-Ortho ainda não foi utilizado sistematicamente, nem modelado por completo para explorar todos os aspectos mecânicos envolvidos em Ortodontia. Por exemplo, em torno do dente, efeitos de deformação do tecido mole podem ser incorporados no sistema 3D para gerar um comportamento do movimento dentário mais realista. O método de Elementos Finitos poderia ser utilizado neste trabalho para a geração de uma simulação mais realista. Entretanto, esta opção foi descartada, pois para que o J-Ortho executasse a simulação em tempo real, seria necessário um pequeno número de elementos para compor a geometria tridimensional da malha 3D do paciente virtual, bem como a implementação de modelos de deformação lineares que representassem as forças de resistência atuantes durante o deslocamento dos dentes. Sob essas condições, os resultados simulados continuariam sendo bastante aproximados, já que cientificamente foi comprovado que o comportamento de deformação dos tecidos biológicos moles é altamente não-linear.

A vantagem do J-Ortho, quando comparado a métodos tradicionais em Ortodontia, é que o dente em movimento pode ser dinamicamente visualizado, com a vantagem do usuário poder interagir com o sistema, modificando as configurações através de sua interface (carregamento aplicado, tipo de aparelho ortodôntico, etc).

Finalmente, ambientes gráficos interativos aplicados às áreas de Ortodontia e afins são ferramentas muito úteis para as áreas de treinamento e ensino. Em particular, no caso do J-Ortho, para os profissionais e estudantes da área que buscam um melhor entendimento dos fatores geométricos e dinâmicos envolvidos no controle estratégico do tratamento ortodôntico. Como trabalhos futuros, a próxima etapa será simular novos estudos de casos baseados em acompanhamentos de tratamentos ortodônticos para validar o J-Ortho e identificar precisamente as suas

limitações. Adicionalmente, espera-se que o J-Ortho possa ser utilizado para a investigação da acuracidade dos resultados obtidos e para prever se um plano de tratamento ortodôntico específico pode ser prejudicial para o paciente, em alguma circunstância. Finalmente, na interface do J-Ortho é também planejado o desenvolvimento de um módulo de visualização em camadas, integrando imagens bidimensionais do paciente real, da face e da cefalometria, às imagens do paciente virtual.

ANEXO A - ANATOMIA DO DENTE

Basicamente a arcada dentária completa é composta por 32 dentes, conforme especificado na Figura A.1. Cada dente tem uma função e trabalho específico (use a arcada dentária desta secção para localizar e identificar cada tipo de dente).



Figura A.1: Relação dos dentes e posicionamento na arcada dentária. [extraído de Colgate (2005)].

Cada dente é composto por coroa, linha gengival, raiz, esmalte, dentina e polpa [REF]. A coroa corresponde à parte superior do dente e a única que, normalmente, se consegue ver. A linha Gengival corresponde à região onde o dente e a gengiva se unem. A raiz corresponde à região do dente que está envolvida pelo osso. O tamanho da raiz pode corresponder até a 2/3 do tamanho do dente, em que sua

função é manter o dente fixo à estrutura óssea. O Esmalte corresponde à camada mais externa do dente. O esmalte é o tecido mineralizado mais duro do corpo humano. A Dentina corresponde à camada situada abaixo do esmalte. A Polpa corresponde ao tecido mole que se encontra no centro do dente, onde se situam o nervo dentário e os vasos sanguíneos do dente.

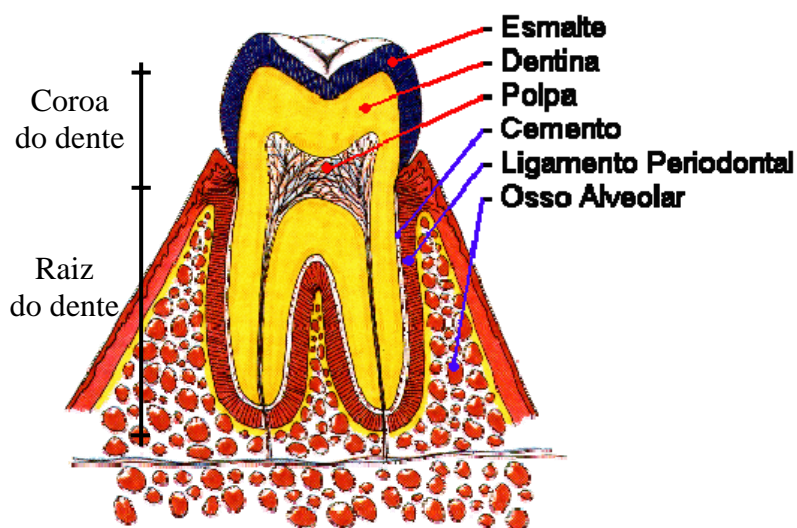


Figura A.2: Relação das partes anômicas que compõem um dente.

As visões espaciais dos dentes são geralmente referenciados como visão lateral e visão incisal, conforme mostra a Figura A.3.

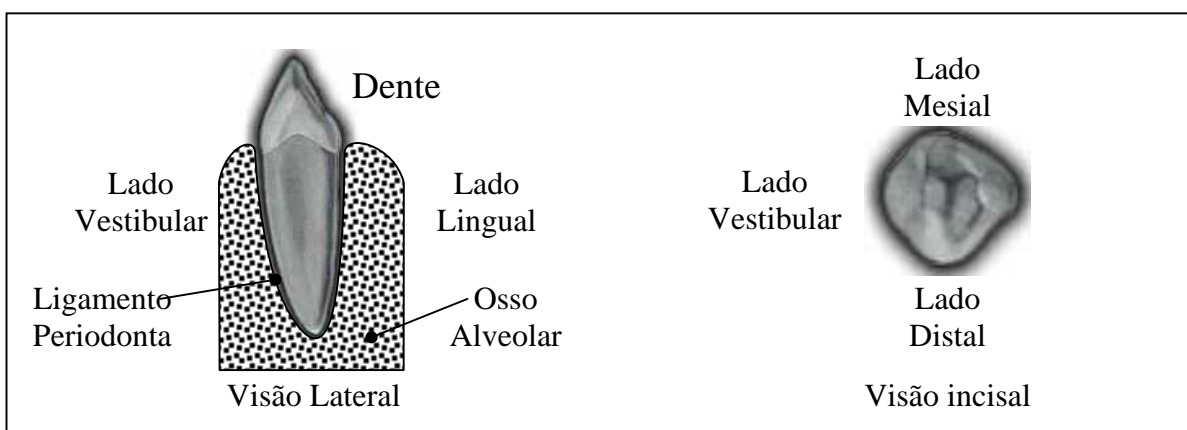


Figura A.3: Visões distal e incisal do canino inferior no osso alveolar.

ANEXO B - PONTOS, MEDIDAS E ÂNGULOS

CEFALOMÉTRICOS

Pontos Cefalométricos	Descrição
N	Nasio
S	Ponto S
Po	Porion
Or	Orbitale
Ar	Articulare
Go	Gonion
Me	Mentoniano
Gn	Gnation
Pog	Pogonion
A	Ponto A
B	Ponto B
ANS	Espinha nasal anterior
PNS	Espinha nasal posterior
UIA	Ápice do incisivo superior
LIA	Ápice do incisivo inferior
LIE	Canto do incisivo inferior
UM	Mesiobuccal cuspede do primeiro molar superior
LM	Mesiobuccal cuspede do primeiro molar inferior

Tabela B.1 Relação dos principais pontos cefalométricos.

Medidas e ângulos Cefalométricos	Descrição
SNA	Ângulo determinado pelos pontos S, N e A
SNB	Ângulo determinado pelos pontos S, N e B
ANB	Ângulo determinado pelos pontos S, N e B
NAPog	Ângulo determinado pelos pontos N, A e Pog
SN-FH	Ângulo determinado pelos planos SN e FH (Frankfort Horizontal)
SN-OP	Ângulo determinado pelos planos SN e oclusal
SN-MP	Ângulo determinado pelos planos SN e mandibular
UFH/LFH	Taxa da altura facial superior (N-ANS) e facial inferior (ANS-Me)
UI-SN	Ângulo determinado pela interseção do eixo do incisivo superior e o plano SN.
UI-LI	Ângulo formado pela interseção do eixo do incisivo superior e o incisivo inferior.
LI-OP	Ângulo formado pela interseção do eixo do incisivo inferior e o plano oclusal.
LI-MP	Ângulo formado pela interseção do eixo do incisivo inferior e o plano mandibular.
AArGn	Ângulo formado pelos pontos A, Ar e Gn.
AGnAr	Ângulo formado pelos pontos A, Gn e Ar.
ArAGn	Ângulo formado pelos pontos Ar, A e Gn.
A-Nv	Distância do ponto A para a linha Nv(Perpendicular ao plano FH a partir do ponto N)
Pog-Nv	Distância do ponto Pog para a linha Nv(Perpendicular ao plano FH a partir do ponto N)
UI-NPog	Distância do canto superior incisivo até o plano facial inferior(N-Pog) .
Ar-A	Distância entre os pontos Ar e ponto A.
Ar-Gn	Distância entre os pontos Ar e ponto Gn.
A-Gn	Distância entre os pontos A e ponto Gn.
Ar-A/Ar-Gn	Taxa entre Ar-A e Ar-Gn

au	Vetor formado pela projeção do ponto A e do canto superior incisivo sob o plano FH.
bl	Vetor formado pela projeção do ponto B e do canto inferior incisivo sob o plano FH.
ul	Vetor formado pela projeção do canto superior e inferior incisivos sob o plano FH.
ab	Vetor formado pela projeção do ponto A e ponto B sob o plano FH.

Tabela B.2 Relação entre as principais medidas e ângulos cefalométricos.

ANEXO C - CLASSIFICAÇÃO DOS TIPOS DE FORÇAS

Para a realização do movimento do dente é necessário a aplicação de um sistema de forças sobre a sua coroa, dependendo de fatores como magnitude e direção de aplicação da força e direção do movimento [Moyers (1991)]. Em particular Leshin Chen e Ann Chen relatam valores ótimos de magnitude de forças aplicadas ao(s) dente(s) para produzir movimento(s) [Chen e Chen(2004)], conforme a Tabela abaixo.

Tipo de Forças	Inclinação	Rotação	Translação	Torque	Intrusão	Extrusão
Leves	Abaixo de 0,010N	Abaixo de 0,020N	Abaixo de 0,020N	Abaixo de 0,010N	Abaixo de 0,005N	Abaixo de 0,010N
Moderadas	0,050N a 0,075	0,050N a 0,100N	0,075N a 0,125N	0,050N a 0,075N	0,015N a 0,025N	0,050N a 0,100N
Pesadas	Acima de 0,100N	Abaixo de 0,150N	Acima de 0,150N	Acima de 0,100N	Acima de 0,050N	Acima de 0,120N

Tabela C.1 Relação das forças ótimas para os diferentes tipos de movimentos (extraída de [Chen e Chen(2004)]).

O aumento na intensidade da força de aplicação em um determinado dente não é único fator de aumento do deslocamento, nem da aceleração deste. O deslocamento é diretamente proporcional à superfície radicular (superfície de contato do dente com o ligamento periodontal). Quanto maior for essa superfície, maior será a resistência ao deslocamento do dente. A pressão efetuada pela superfície radicular do dente no ligamento periodontal é quem comanda a natureza do deslocamento do dente [Langlade (1995)].

ANEXO D – CARACTERÍSTICAS ANATÔMICAS DOS ESTUDOS DE CASOS

Estudo de Caso I

Paciente	N.C.M
Estudo de Caso:	Retração do grupo de incisivos e caninos
Idade	32 anos e 4 mês
Sexo	Masculino

Distâncias	Mandíbula (cm)
Largura	2,9
Comprimento	5,0

Dente	Med.Cefalométrica	Significado	Valores Obtidos	Valores Padrão	Desvio
Incisivo Central Superior	1/.NA	Inclinação	26°	23,2+- 5,5	2,8°
	1/-NA	Extrusão	4,95 mm	5,6+- 1,9	-0,65 mm
Incisivo Central Inferior	1/.NB	Inclinação	21,28°	26,3+-4,2	-5,02°
	1/-NB	Extrusão	5,61 mm	5,2+- 1,6	0,41 mm
Mandíbula	(Go-Gn)(S-N)	Inclinação	40,84°	31,50 +- 4,60	9,34°

Dentes	Maxila (dente do lado direito)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	12	7,5
Incisivo Lateral	7,5	10,5	6
Canino	8	13	8
1° Pré-Molar	7,5	11,5	9
2° Pré-Molar	7,5	10,5	9
1° Molar	10,5	11	10
2° Molar	9,5	10	11
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Maxila (dente do lado esquerdo)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	12	7
Incisivo Lateral	8	11	6
Canino	8	14	8
1° Pré-Molar	7	10	9
2° Pré-Molar	7,5	10	9
1° Molar	11	11	11
2° Molar	10	11	11
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado direito)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5,5	10	5,5
Incisivo Lateral	7	10	6
Canino	6,5	11,5	7
1° Pré-Molar	6,5	9,5	7
2° Pré-Molar	8	7,5	7
1° Molar	10	8	10
2° Molar	10	5	10
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado esquerdo)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5,5	10,5	5,5
Incisivo Lateral	6	11	5,5
Canino	7	12,5	7
1° Pré-Molar	7	11	7
2° Pré-Molar	7,5	8	7
1° Molar	11	7,5	10
2° Molar	10	7	10,5
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Estudo de Caso II

Paciente	J.H.B
Estudo de Caso:	Incisivos Inclinados para a frente (maxila)
Idade	11 anos e 1 mês
Sexo	Masculino

Distâncias	Mandíbula (cm)
Largura	4,0
Comprimento	2,6

Dente	Med.Cefalométrica	Significado	Valores Obtidos	Valores Padrão	Desvio
Incisivo Central Superior	1/.NA	Inclinação	31,84	23,2+- 5,5	8,64°
	1/-NA	Extrusão	8,04 mm	5,6+- 1,9	2,44 mm
Incisivo Central Inferior	1/.NB	Inclinação	25,09°	26,3+-4,2	-1,21°
	1/-NB	Extrusão	5,37 mm	5,2+- 1,6	0,17 mm
Mandíbula	(Go-Gn)(S-N)	Inclinação	40,24°	31,50 +- 4,60	8,74°

Dentes	Maxila (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	10	5
Incisivo Lateral	7,5	6,5	5
Canino	7	5	4,5
1° Pré-Molar	6	5	9
2° Pré-Molar	7	5	9
1° Molar	11	6	11
2° Molar	Ausente	Ausente	Ausente
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Maxila (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8,5	9,5	5
Incisivo Lateral	7	7	6
Canino	7	4	6
1° Pré-Molar	Ausente	Ausente	Ausente
2° Pré-Molar	10	4	9,5
1° Molar	10,5	6	11,5
2° Molar	Ausente	Ausente	Ausente
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5	8	6
Incisivo Lateral	5,5	7,5	6
Canino	6	5	5
1° Pré-Molar	7	5,5	7
2° Pré-Molar	10	4	8
1° Molar	10	3	10
2° Molar	Ausente	Ausente	Ausente
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5	8	6
Incisivo Lateral	6	8	6
Canino	6,5	5	5
1° Pré-Molar	7	6	7
2° Pré-Molar	10	4	8
1° Molar	10	5,5	10
2° Molar	Ausente	Ausente	Ausente
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Estudo de Caso III

Paciente	F.C.R
Estudo de Caso:	Incisivos Centrais Afastados (maxila)
Idade	36 anos e 11 meses
Sexo	Feminino

Distâncias	Mandíbula (cm)
Largura	5,1
Comprimento	2,6

Dente	Med.Cefalométrica	Significado	Valores Obtidos	Valores Padrão	Desvio
Incisivo Central Superior	1/.NA	Inclinação	34,51	23,2+- 5,5	11,31°
	1/-NA	Extrusão	9,41 mm	5,6+- 1,9	3,81 mm
Incisivo Central Inferior	1/.NB	Inclinação	17,3°	26,3+-4,2	-9°
	1/-NB	Extrusão	4,35 mm	5,2+- 1,6	0,85 mm
Mandíbula	(Go-Gn)(S-N)	Inclinação	30,75°	31,50 +- 4,60	-0,75°

Dentes	Maxila (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	9	7
Incisivo Lateral	6,5	8	6
Canino	7,5	9	7
1° Pré-Molar	6	8	7
2° Pré-Molar	6	7	7
1° Molar	9	8,5	10
2° Molar	9	7	9
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Maxila (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	9	7
Incisivo Lateral	6	8,5	6
Canino	7,5	10	8
1° Pré-Molar	6,5	8	8
2° Pré-Molar	6	7	7
1° Molar	8,5	8	9
2° Molar	9	8	8
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5	8	6
Incisivo Lateral	5,5	7,5	6
Canino	6	8	6,5
1° Pré-Molar	6	8	5,5
2° Pré-Molar	6	7,5	6,5
1° Molar	9,5	7	9
2° Molar	9,5	5	8
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5	7,5	5,5
Incisivo Lateral	5,5	7	6
Canino	5,5	8	7
1° Pré-Molar	6,5	7,5	6,5
2° Pré-Molar	6,5	6	6,5
1° Molar	9,5	7	8
2° Molar	9,5	6	8,5
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Estudo de Caso IV

Paciente	F.H.R
Estudo de Caso:	Fechamento de espaços entre canino e incisivo lateral (maxila)
Idade	23 anos e 2 meses
Sexo	Masculino

Distâncias	Mandíbula (cm)
Largura	5,0
Comprimento	3,0

Dente	Med.Cefalométrica	Significado	Valores Obtidos	Valores Padrão	Desvio
Incisivo Central Superior	1/.NA	Inclinação	34,82	23,2+- 5,5	11,62°
	1/-NA	Extrusão	8,79 mm	5,6+- 1,9	3,19 mm
Incisivo Central Inferior	1/.NB	Inclinação	34,28°	26,3+-4,2	7,96°
	1/-NB	Extrusão	5,54 mm	5,2+- 1,6	0,34 mm
Mandíbula	(Go-Gn)(S-N)	Inclinação	16,60°	31,50 +- 4,60	14,9°

Dentes	Maxila (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	9,5	7
Incisivo Lateral	6	6,5	6
Canino	7,5	9	7,5
1° Pré-Molar	6,5	7	7
2° Pré-Molar	6,5	5,5	8
1° Molar	10	5,5	10
2° Molar	9	6	9,5
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Maxila (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	8	10	7
Incisivo Lateral	6	9	6
Canino	8	9,5	8
1° Pré-Molar	6,5	7	8
2° Pré-Molar	6,5	5,5	7,5
1° Molar	10	6	10
2° Molar	8,5	5	10
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado esquerdo)		
	Largura(mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	4,5	7	5
Incisivo Lateral	5	8	5,5
Canino	6,5	9	8
1° Pré-Molar	7	7	8
2° Pré-Molar	7	5	7
1° Molar	10	5	10
2° Molar	10	5	9,5
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

Dentes	Mandíbula (dente do lado direito)		
	Largura (mm)	Altura (mm)	Profundidade (mm)
Incisivo Central	5	7	5
Incisivo Lateral	5,5	6	5
Canino	7	9	8
1° Pré-Molar	7	7	8
2° Pré-Molar	5	7	7
1° Molar	10,5	6	9,5
2° Molar	9,5	5	9,5
3° Molar	Ausente	Ausente	Ausente

ANEXO E – ALGORITMOS IMPLEMENTADOS NO J-ORTHO

Neste anexo são apresentados os principais algoritmos implementados no J-Ortho, utilizados nos módulos de Mapeamento Geométrico (Algoritmos 1 e 2), Geração da Malha 3D (Algoritmos 3 e 4), e Simulação do Tratamento Ortodôntico (Algoritmos 5 a 9), respectivamente.

```

/* Procedimento de Mapeamento dos dados Bidimensionais da Arcada Dentária do Paciente */
/* Real para o Paciente Virtual */
/* Entradas: Largura Lingual do Paciente, Comprimento Lingual do Paciente, Ângulo de */
/* .....: inclinação mandibular */
/* Ângulo de inclinação ideal da mandíbula: 31,50° */

difLargura = (larguraLingual_ModeloVirtual – larguraLingual_Paciente) / 2
difComprimento = comprimentoLingual_ModeloVirtual – comprimentoLingual_Paciente
pontoAlturaMax = malha.consultaPontoAlturaUltimoDente( )
Para cada ponto da malha Faça
    pontoX = malha.consultaPontoX( )
    pontoY = malha.consultaPontoY( )
    pontoZ = malha. consultaPontoZ( )
    Se (pontoX está a direita) Então
        pontoX = pontoX + difLargura
    senão
        pontoX = pontoX – difLargura
    Fim se
    Se (pontoZ está após o ponto inicial do último dente virtual)
        e (pontoY menor que o pontoAlturaMax) Então
            pontoZ = pontoZ + difComprimento
    Fim se
    Se ((31,5 – ânguloInclinaçãoMandibula) <> 0) e (pontoY menor que o pontoAlturaMax) Então
        pontoY = pontoY - (Tangente (31,5 – ânguloInclinaçãoMandibula))
    Fim se
Fim para

```

Algoritmo E.1: Mapeamento da mandíbula.

```

/* Procedimento de Mapeamento dos dados Bidimensionais dos Dentes da Arcada Dentária */
/* do Paciente Real para o Paciente Virtual */
/* Entradas: Dente, Largura, Altura e Profundidade da coroa do dente */

/* cálculo do fator de escala da largura do dente real em relação ao virtual */
fatorLargura = largura informada / largura do modelo

/* cálculo do fator de escala da altura do dente */
fatorAltura = altura informada / altura do modelo

/* cálculo do fator de escala da profundidade do dente */
fatorProfundidade = profundidade informada / profundidade do modelo

/* Aplicação da escala ao modelo do dente virtual */
dente.setEscala(fatorLargura, fatorAltura, fatorComprimento)

```

Algoritmo E.2: Mapeamento dos dentes na arcada dentária.

```

/* Procedimento de Distribuição dos Dentes na Arcada Dentária do Paciente Virtual */
/* Entradas: Arcada dentária, Largura da Arcada Virtual, Largura da Arcada Real */

/* cálculo do fator de espaçamento */
diferença = (Largura Virtual - Largura Real) / 2

/* Aplicação do fator de espaçamento nos dentes frontais */
Para cada dente i da arcada dentária Faça
  Se dente[i].getNome = "Incisivo Central" Então
    dente.setPosição(dente.getPosição( ) + 1/5 * diferença)
  Fim se
  Se dente[i].getNome = "Incisivo Lateral" Então
    dente.setPosição(dente.getPosição( ) + 3/5 * diferença)
  Fim se
  Se dente[i].getNome = "Canino" Então
    dente.setPosição(dente.getPosição( ) + 4/5 * diferença)
  Fim se
Fim para

```

Algoritmo E.3: Distribuição dos dentes na arcada dentária.

```

/* Procedimento de Geração da Spline Cúbica */
/* Entrada: Pontos de controle */
/* Saída: relação dos pontos interpolados pela spline */

/* Incremento = 1,0 / número de pontos a serem interpolados */

Para cada ponto de controle faça
  Para cada unidade de incremento faça
    Calcular o valor de u para cada coeficiente da equação da spline
    Efetuar o cálculo de cada ponto da spline cúbica abaixo:
     $x(u) = a_x u^3 + b_x u^2 + c_x u + d_x$ 
     $y(u) = a_y u^3 + b_y u^2 + c_y u + d_y$ 
     $z(u) = a_z u^3 + b_z u^2 + c_z u + d_z$ 
  Fim para
  Construir o segmento da spline
Fim para

```

Algoritmo E.4: Geração da Spline Cúbica [Rodrigues (1992)].

```

/* Método de Click do Mouse */
/* Entrada: Coordenadas X e Y do canvas */
/* Saída...: Instância JDente selecionado */

Instaciação da classe PICKING (PickCanvas, modo Geometry)
Se (retorno do picking não for vazio) então
  Carrega-se um vetor com a relação dos caminhos e
  objetos ordenados pela distância do observador

  Se (nó folha do 1 elemento da lista for uma instância do objeto Jdente) então
    Modifica a cor do objeto para vermelho
    Modifica o atributo selecionado para vermelho
    Carrega dados na janela de propriedades
  Fim se
Fim se

```

Algoritmo E.5: Seleção de um ou mais dentes, utilizando a rotina de *Picking*, no evento de clique do *mouse*.

```

/* Atribuição de valores a propriedades do dente selecionado */
/* Entrada: valores da translação, rotação, dente extraído e força */
/* Saída... */
Para cada instância i da classe Dente faça

  Se (Dente[i].isSelected()) então
    Dente[i].aplicaTranslação(translação)
    Dente[i].aplicaRotação(rotação)
    Dente[i].aplicaExtracção(extracção)
    Dente[i].aplicaForça(força)
  Fim se
Fim para

```

Algoritmo E.6: Configuração de propriedades do(s) dente(s) selecionado(s).

```

/* Método de Remoção do dente */
/* Entrada: Dente Selecionado */
/* Saída: */
/* Verificar quem é pai do objeto dente (respectivo Branchgroup) */
pai = verificaPai()

/* Executar o método de remoção do dente(detach()) */
pai removerNó()

```

Algoritmo E.7: Remoção de uma instância da classe Dente.

```

/* Método principal da classe de Animação */
/* Entrada: */
/* Saída: */

Enquanto (verdade) faça
  Se (não pause) então
    /* Mover dentes */
    Para (cada dente) faça
      força= dente.getForça()
      se (força no dente > 0) e (dente visível) e (não colidiu) então
        /* Calcular força resultante fr*/
        fr = força - força de arrasto
        se (fr > 0) então
          caso tipo de fio seja
            Retangular: transladarDente()
            Circular: RotacionarDente()
          Fim caso
        Fim se
      Fim se
    Fim para
  Fim se
Fim enquanto

```

Algoritmo E.8: Animação do movimento dentário.

```

/* Método de Detecção de Colisão */
/* Entrada: Dente movimentado (denteA), Dente vizinho(denteB) */
/* .....: no sentido do movimento */
/* Saída.: Booleano:verdade – Colidiu ou falso – não colidiu */

/* Retorna o centro da coroa do dente */
a = denteA.getCentroCoroa()
b = denteB.getCentroCoroa()

/* Retorna posição inicial do dente */
posicaoInicialA = denteA.posicaoInicial()
posicaoInicialB = denteB.posicaoInicial()

/* Retorna distância percorrida dente */
distanciaX = denteA.distanciaX() - denteB.distanciaX()
distanciaZ = denteA.distanciaZ() - denteB.distanciaZ()

distancia = sqrt(distanciaX2 + distanciaZ2)

Se (distancia < (denteA.getRaio() + denteB.getRaio())) então
    denteB.aplicaForca(denteA.getForca()* 0,20)
    retorna verdade /* colidiu e para*/
Senão
    retorna falso /* não colidiu */
Fim se

```

Algoritmo E.9: Método de detecção de colisão implementado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACUSCAPE EXECUTOR. Disponível em www.acuscape.com/products/index.html.
Acessado em 01/06/2005.

ACUSCAPE SCULPTOR. Disponível em www.acuscape.com/products/index.html.
Acessado em 01/06/2005.

ANDREASEN, G.F., Zwanziger, D., **A Clinical Evaluation of The Differential Force Concept as Applied to The Edgewise Bracket**, American Journal of Orthodontics, 78, 25-40, 1980.

ALCAÑIZ, M., Montserrat C., Grau V., Chinesta F., Ramon A., Albalat S. **An Advanced System for the Simulation and Planning of Orthodontic Treatment**, Medical Image Analysis, vol 2 (1), 61-77, 1998.

AMAD, M., **Estudo da Padronização para a Determinação de Pontos Cefalométricos Utilizados na Cefalometria Radiológica**, Tese de Doutorado, USP, 2004.

BARAFF, D. **Physically Based Modeling Rigid Body Simulation**, SIGGRAPH, curso, 1995. Disponível em <http://www2.cs.cmu.edu/afs/cs/user/baraff/www/pbm/pbm.html>. Acessado em 01/06/2005.

BARBOSA, R.G., Rodrigues, M.A.F. **Morphing de Imagens: Uma Abordagem Comparativa entre Algoritmos**. Em Anais do I WICCGPI do XVI Simpósio Brasileiro de Computação Gráfica e Processamento de Imagens, SBC, 47-54, São Carlos - SP, Outubro 2004 (meio digital).

BEER, F.P., Russel, E., Johnston Jr. **Mecânica Vetorial para Engenheiros – Cinemática e Dinâmica**, Makron Books, 2004.

BEIER, T., Neely, S., **Feature-Based Image Metamorphosis**, Computer Graphics (SIGGRAPH), vol 26, 35-42, 1992.

BOURAUUEL, C., Freudenreich, D., Vollmer, D., Kobe, D., Drescher, D., Jager, A., **Simulation of Orthodontic Tooth Movements: A comparison of Numerical Models**, Journal of Orofacial and Orthopedics, vol 60(2), 136-151, 1999.

BURSTONE, C., **Orthodontics as a Science: The Role of Biomechanics**, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, vol 117(5), 2000.

CATTANEO, P.M., Dalstra, M., Melsen, B., **The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement**, Journal of Dental Research, vol 84, 428-433, 2005.

CHEN, L., Chen, A., **Biomechanical Principles in Orthodontics**, 2004. Disponível em www.dent.ucla.edu/ftp/classes/2006/Orthodontics/DS492C%20Course_Clinic%20Manual/Week%207/7-PrepBiomech.doc. Acessado em 01/11/2005.

COLGATE. Disponível em <http://www.colgate.com.br/app/Colgate/BR/OC/Information/OralHealthBasics/GoodOralHygiene/ToothAnatomy/ToothAnatomy.cvsp>. Acessado em 10/10/2005.

DOLPHIN IMAGING, Disponível em www.dolphinimaging.com. Acessado em 01/06/2005.

DOLPHIN MANAGEMENT ORTHO, Disponível em www.dolphinimaging.com/new_site/management.html. Acessado em 01/06/2005.

DRESCHER, D., Bourauel, C., Thier, M., **Application of the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS) in Orthodontics**, European Journal of Orthodontics, vol 13(3), 1369-178, 1991.

EASYDENTAL, Disponível em www.easysoft.com.br. Acessado em 01/06/2005.

EMODEL, GeoDigm Corporation, Disponível em www.dentalemodels.com. Acessado em 01/06/2005.

FANTA Morphing. Disponível em <http://www.fantamorph.com/newtour03.htm>. Acessado em 01/10/2005.

FERREIRA, J.T.L, Telles, C.S., **Evaluation of the Reliability of Computerized Profile Cephalometric Analysis**, Journal of Brazilian Dental, vol 13(3), 201-204, 2002.

FIGÚN, M.E., Garino, R.R., **Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada**, Artmed, 2003.

FOSTER, T.D, **Manual de Ortodontia**, Editora Santos, 1993.

GOMES, J., Darsa, L., Costa, B., Velho, L., **Warping and Morphing of Graphical Objects**, M. Kaufmann Publication, 1999.

GRABER, T.M., Vanarsdall, R.L., **Ortodontia – Princípios e Técnicas Atuais**, Editora Artes Médicas, 1998.

GURGEL, J.L., **Respostas Ósseas a Cargas Mecânicas**, Monografia de Conclusão de curso, Universidade Estadual do Rio de Janeiro, 2002.

INVISALIGN. Disponível em www.atkinsdental.com/invisalignr/. Acessado em 01/06/2005.

IRAMANEERAT, K., Hisano, M., Soma, K., **Dynamic Analysis for Clarifying Occlusal Force Transmission during Orthodontic Archwire Application: Diference between ISW and Stainless Steel Wire**, Journal of Medical and Dental Science, vol 51, 59-65, 2004.

JONES, M.L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., Volp, C., **A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject**, Journal of Orthodontics, vol 28(1), 29-38, March, 2001.

KEILIG L, Piesche K, Jager A, Bourauel C., **Applications of Surface-Surface Matching Algorithms for Determination of Orthodontic Tooth Movements**. Computer Methods Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering, vol 6(5-6), 353-359, December, 2003.

KODAK OPMS. Disponível em www.orthotrak.com/Ortho_pages/OPMSHome.asp. Acessado em 01/06/2005.

KODAK ORTHODONTIC IMAGING SOFTWARE. Disponível em www.Kodak.com/global/en/health/dental/imagingSoftware/Orthoimaging/index.jhtml?pq-path=2369. Acessado em 01/06/2005.

KONDO, T., Ong , S.H., Chuah, J.H., Foong , K.W.C., **Robust Arch Detection and Tooth Segmentation in 3D images of Dental Plaster Models**, Paper presented at Medical Imaging and Automation Research (MIAR), Hong Kong, May, 2001.

KONDO, R.T., **Animação de Simulações de Sistemas Mecânicos Multicorpos**, Dissertação de Mestrado, USP, SP, 1997.

KORIOH, T.W.P., Hannam, A.G., **Deformation of the Human Mandible During Simulated Tooth Clenching**, Journal of Dental Research, vol 73(1), 56-66, 1994.

LANGLADE, M. **Terapia Ortodôntica**, 3ª Edição, Editora Santos, 1995.

LEE, B.W., **The Force Requirements for Tooth Movement Part I: Tipping and Bodily Movement**, Australian Orthodontic Journal, vol 13, 238-248, 1995.

LOOP. Disponível em www.dhal.com/loopinfo.html. Acessado em 01/06/2005.

MACIEL, A., Boulic, R., Thalmann, D., **Deformable Tissue Parameterized by Properties of Real Biological**, In Proc. of the International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, 74--87, Juan-les-Pins, France, 2003.

MACHADO, L.S., **A Realidade Virtual no Modelamento e Simulação de Procedimentos Invasivos em Oncologia Pediátrica: Um Estudo de Caso no Transplante da Medula Óssea**, Tese de Doutorado, USP, 2003.

MARCOTTE, **Biomecânica em Ortodontia**, Editora LS, 1993.

MEYER, RS, Bachmann, K., Harmsen B., **The Computer Simulation of Orthodontic Tooth Movement**. Fortschr Kieferorthop, vol 51(4), 238-42, 1990.

MIDDLETON, J., Jones, M.L., Wilson, A.N., **Three-dimensional Analysis of Orthodontic Tooth Movement**, Journal of Biomedical Engennering, vol 12(4), 319-27, 1990.

MORPH-E. Disponível em www.dhal.com/morpheinfo.html. Acessado em 01/06/2005.

MOTOHASHI, N., Kuroda, T., **A 3D Computer-Aided Design System Applied to Diagnosis and Treatment Planning in Orthodontics and Orthognathic Surgery**, The European Journal of Orthodontics, vol 21(3), 263-274, 1999.

MOYERS, R., **Ortodontia**, 3ª edição, Livraria Editora Guanabara, 1991.

NOJIMA, L.I., Gonçalves, M.C., **Mudanças Tissulares Decorrentes do Movimento Ortodôntico**, MedCenter, 1990. Disponível em www.odontologia.com.br/artigos.asp. Acessado em 01/10/2005.

ODONTOWAY. Disponível em www.lssistemas.com/odontoway/odontoway.htm. Acessado em 01/06/2005.

ORTODATA. Disponível em www.ortodata.com.br. Acessado em 01/06/2005.

ORTHODONTIC Dictionary. Disponível em www.bracesinfo.com/glossary.html. Acessado em 01/06/2005.

ORTOVIEW. Disponível em www.cirrus.com.br/. Acessado em 01/06/2005.

ORTHOCAD. Cadent - Computer-Aided Dentistry. Disponível em www.Orthocad.com. Acessado em 01/06/2005.

PARENT, R., **Computer Animation: Algorithms and Techniques**, The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics and Geometric Modeling, Brian A. Barsky Series Editor, 2001.

PROGRAM DIRECTOR. Disponível em www.advanced-ortho.net/features.asp. Acessado em 01/06/2005.

QUICK CEPH. Disponível em www.quickceph.com/. Acessado em 01/06/2005.

RADIOCEF STUDIO. Disponível em www.radiomemory.com.br/programas/radiocef/radiocef.html. Acessado em 01/06/2005.

RODRIGUES, M. A. F., Gillies, D. F., Charters, P., **Realistic Deformable Models for Simulating the Tongue during Laryngoscopy**, In Proc. of the International Workshop on Medical and Augmented Reality, IEEE, CS Press, 2001.

RODRIGUES, M.A.F., Neto, M.E.B, Ribeiro, I.M.M.P., **Development of a Computer Based System for Simulation of Orthodontic Treatment**, Em anais do III Workshop de Informática Médica (WIM03), SBC, Fortaleza -CE, Setembro, 2003.

RODRIGUES, M.A.F., **Interpolação no R^n : Splines Lineares, Cúbicas e Hermite**, Relatório Técnico-Científico, 35 pgs, DCA 013-92, Departamento de Computação e Automação, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação – UNICAMP, 1992.

RODRIGUES, M.A.F., Barbosa, R.G., Neto, M.E.B. , Ribeiro, I.M.M.P., **A Framework for Orthodontic Treatment Simulation**, Em anais do IV Workshop de Informática Médica (WIM 04), SBC, São Paulo, Maio, 2004 (meio digital).

RODRIGUES, M.A.F., Silva, W.B, Barbosa, R.G., Ribeiro, I. M.M.P., Neto, M.E.B, **J-Ortho: An Open-Source Orthodontic Treatment Simulator**, Em anais do 21st Annual ACM Symposium on Applied Computing (ACM SAC 2006), Special Track on Computer Applications in Health Care, ACM Press, Dijon, França, Abril, 2006 (aceito para publicação).

SONCINI, M., Pietrabissa, R., **Quantitative Approach for the Prediction of Tooth Movement During Orthodontic Treatment**, Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering, vol 5(5), 361-368, 2002.

THE ACUSCAPE CLINICIAN. Disponível em www.acuscape.com/products/index.html. Acessado em 01/06/2005.

UNC - The University of North Carolina at Chapel Hill, "Orthodontics", 1999. Disponível em http://www.unc.edu/depts/appl_sci/ortho/. Acessado em 01/10/2005.

VIEWBOX. Disponível em www.dhal.com/viewboxspecs.html. Acessado em 01/06/2005.

WITKIN, A. and Baraff, D., **Physically Based Modeling: Principles and Practice**, SIGGRAPH'97, Course Notes, 1997.

WOLBERG, G., **Image Morphing: a Survey**, The Visual Computer, vol 14, 360-372, 1998.

ZIENKIEWICZ, O.C., **The Finite Element Method in Engineering Science**, McGraw-Hill, London, 1971.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)