

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JOSUÉ RICARDO BROILO

**“EFEITO DA DISTRIBUIÇÃO ÂNTERO-POSTERIOR DE IMPLANTES EM
PRÓTESES TIPO OVERDENTURES: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO COM
MODELO TRIDIMENSIONAL”**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre

2008

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

B866e Broilo, Josué Ricardo

Efeito da distribuição ântero-posterior de implantes em prótese tipo *overdentures*: análise de elemento finito com modelo tridimensional / Josué Ricardo Broilo / orient. Rosemary Sadami Arai Shinkai. Porto Alegre: PUCRS, 2008.

106f.: il. tab.

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Prótese Dentária.

1. IMPLANTES DENTÁRIOS. 2. IMPLANTE DENTÁRIO ENDOÓSSEO. 3. PRÓTESE DENTÁRIA FIXADA POR IMPLANTE. 4. BIOMECÂNICA. 5. ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO. 6. IMAGEM TRIDIMENSIONAL. 7. TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA ESPIRAL. 8. REVESTIMENTO DE DENTADURA. 9. RETENÇÃO EM PRÓTESE DENTÁRIA. 10. SUPORTE DE CARGA. 11. ESTUDOS DESCRITIVOS. 12. ESTUDO COMPARATIVO. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

Aos meus extraordinários pais Argemiro e Lucina, por acreditarem e apostarem no meu sonho de menino. Exemplos de luta, perseverança e dignidade. Obrigado por tudo.

À classe Odontológica para que possamos construir uma Odontologia, com respaldo científico.

AGRADECIMENTOS

A **Deus** por ter iluminado a minha vida e as minhas escolhas.

A **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul** pelo acolhimento durante oito anos de convívio.

À **Faculdade de Odontologia**, o lugar onde fundamentei meus princípios de vida e profissionais.

Ao **Prof. Marcos Túlio Mazzini de Carvalho** e à **Profa. Maria Angélica Fritscher**, M. D. Diretor e Vice-Diretora da Faculdade de Odontologia da PUCRS, respectivamente.

Ao meu grande amor **Maria Agnese Pinto de Campos**, minha namorada, colega, pela força, compreensão, entusiasmo e carinho durante esta caminhada.

Ao meu irmão **Moisés Broilo** e minha cunhada **Carolina K. Mosmann Broilo**, e ao **meu sobrinho ou sobrinha** que está chegando aí. Obrigado por tudo.

Ao meu irmão **Tiago Broilo** pelo companheirismo, pelas palavras e conselhos ao longo de nossa vida. Tu és uma pessoa muito especial e algo de mais especial está reservado para ti.

Ao meu irmão **Simão Broilo (in memorian)**, tenho certeza absoluta que você participou e participa de todas as minhas conquistas e ambições aí no plano superior. Tu és o meu protetor, meu guia.

Ao meu padrinho, tio e irmão **Marino Kunst**, minha tia e madrinha **Marivana** e aos meus primos **Diana Caroline** e **Leonardo**. Obrigado pelo incentivo.

Ao colega de Graduação e Mestrado, e grande amigo **Evandro Afonso Sartori**, foi muito bom estarmos novamente juntos, obrigado pelo apoio e companheirismo, amigos para sempre.

Ao colega de Mestrado e grande amigo **Prof. Luiz Oscar Honorato Mariano**, o carinho e a admiração pela tua pessoa eternizaram nossa amizade e respeito.

Aos demais colegas desta fantástica turma do Mestrado: **Aline Cristina Sauerssig**; **Diego Fernandez Triches** (carinhosamente, O Gordo); **Fernando Rizzo Alonso** (o famoso, Fernando Alonso); **Prof. Marco Antônio Rambo**; **Profa. Vivian Mainieri**.

Ao Eterno Diretor **Prof. Raphael Onorino Carlos Loro (in memoriam)**, pela relação breve que tivemos, mas inesquecível.

Ao M.D. Vice-Diretor da Faculdade de Odontologia da UFRGS, **Prof. Dr. Pantelis Varvakis**, com o qual iniciei cientificamente na graduação, tu és um exemplo a seguir.

À **Profa. Dra. Ana Maria Spohr** pelo incentivo e conhecimento transmitido na iniciação científica.

A **Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa**, pela competência e dedicação que coordenou o Programa de Pós-Graduação em Odontologia *Stricto Sensu*.

Aos professores do Curso de Mestrado **Profs. Drs. Eduardo Teixeira Rolim e Márcio Lima Grossi**, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos **Professores Francisco Amado Lacroix, Celso Lacroix, Tomás Geremia**, pelos ensinamentos transmitidos e por serem exemplos de atitude e conduta profissional.

Aos **Professores Eduardo Mota e Hugo Oshima** pela presença, amizade e muitas sugestões.

Ao **Professor João Miguel Messina da Cruz** pelo carinho e amizade sempre presentes.

Aos **Meus Pacientes**, que foram e estão sendo pacientes nesse momento, agradeço a compreensão.

Ao colega e amigo **Dr. Flávio Pivotto**, pela amizade e por ter oportunizado meu retorno à minha terra natal.

As colegas **Dra. Lúcia Bezzi e Dra. Magali Knorst**, obrigado pelo apoio profissional e por acreditarem na minha capacidade. Muito Obrigado!

Ao **Prof. Álvaro Heitor Cruz Couto**, à **Dra. Ana Elisabethi Petry**, à **Dra. Cristiane Polidori Wendling**, pelo breve mas excelente ambiente de trabalho. Foi muito valioso ter dividido meu início de carreira com vocês.

Ao técnico em Mecatrônica **Maico Souza Thiesen**, pela atenção, paciência e competência no modelamento dos sólidos.

Ao Engenheiro e agora Professor da Universidade de Caxias do Sul (UCS) **Leandro Luis Corso**, pelo profissionalismo e responsabilidade nas simulações.

Ao **Professor Rogério Markzak**, popular Rato, pela assistência nas análises do estudo.

Aos funcionários da secretária de Pós Graduação, **Ana, Davenir, Marcos e Carlos**, pela atenção e sempre boa vontade para resolver problemas ou simplesmente nos ouvir. Muito obrigado por tudo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha Orientadora Prof. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai, pela paciência, tolerância e ensinamento transmitidos desde a Graduação. Suas palavras, seus conselhos, sua garra pela vida e a sua paixão pela Odontologia são contagiantes. Sinta-se vitoriosa, pois fizeste parte desta conquista. Obrigado por ter acreditado na minha capacidade, ainda na Iniciação Científica e por ter despertado interesse pela docência. Professora, Colega e Amiga Rose, Muito Obrigado!

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, através de análise por elementos finitos, o comportamento biomecânico de uma técnica alternativa de distribuição de implantes em overdentures e dois sistemas de *attachments*: Locator® (3i – Implant Innovation) e Dal-Ro® (3i – Implant Innovation). Foram estudadas as tensões geradas em modelos tridimensionais variando-se a localização ântero-posterior dos implantes osseointegrados em uma mandíbula edêntula e o tipo de *attachment*. Foram gerados modelos tridimensionais de uma mandíbula edêntula a partir das imagens de tomografia computadorizada helicoidal, e dos *attachments*, da prótese total, da placa resiliente e dos implantes através de digitalização a laser em três planos. Foram construídos quatro modelos: modelo padrão (MP) 1 - implantes inseridos na região dos caninos (dentes 43 e 33) e sistema Locator; MP 2 – implantes inseridos como no modelo 1 e sistema Dal-Ro, modelo alternativo (MA) 3 – implantes inseridos na região dos dentes 44 e 34 e sistema Locator, (MA) 4 – implantes inseridos como no modelo 3 e sistema Dal-Ro. Os modelos geométricos foram importados para o programa ANSYS 10.0, no qual foi gerada a malha de elementos finitos. Uma carga vertical estática de 100 N foi aplicada sobre uma simulação de bolo alimentar, na região de primeiro molar inferior direito, sendo analisadas e comparadas as distribuições de tensão de Von Mises geradas. A maior área de distribuição de tensão no rebordo alveolar ocorreu nos modelos padrão com *attachments* Locator® e Dal Ro®, sendo o melhor desempenho conferido aos modelos alternativos em função da menor área de distribuição das tensões. Os modelos com *attachments* Dal Ro® mostraram-se mais favoráveis do ponto de vista biomecânico em relação aos *attachments* Locator®, pois o padrão de distribuição de tensões foi mais uniforme ao longo do seu eixo, apesar da magnitude dessas tensões serem maiores nestes modelos. Pode-se concluir que a distribuição ântero-posterior para os MAs com

attachments Locator® e Dal Ro® apresentaram um comportamento biomecânico viável.

Palavras-chave: implantes dentários; prótese tipo *overdenture* implantomucossuportada; biomecânica; *attachments*; análise por elementos finitos.

ABSTRACT

This study using 3D-finite element analysis compared the stress distribution generated by a static vertical load on implant-supported overdenture as a function of implant position and attachment system. Tridimensional models were built from the images of a computerized tomography of a mandible and 3D laser digitalization of implants, abutments, mucosa, and complete denture. Four models were built: model 1 – implants inserted at the regions of teeth 43 and 33 (standard implant distribution) and Locator attachment (3i – Implant Innovation) attachment, model 2 – implants position as in model 1 and Dal-Ro attachment (3i – Implant Innovation), model 3 – implants placed at the regions of teeth 44 and 34 (alternative implant distribution) and Locator attachment, and model 4 – implants position as in model 3 and Dal-Ro attachment. The geometric models were converted into finite element models using a commercial software. A 100 N load simulating a masticatory bolus was applied at the first molar region of each model. The von-Mises stress distribution was analyzed and compared in selected points. The largest area of stress distribution on the alveolar ridge occurred in the models with standard implant distribution with attachments Locator® and Dal Ro®. The models with alternative implant distribution had the best performance because they showed the smallest area of stress distribution. The models with attachments Dal Ro® had better biomechanical behavior than the ones with attachments Locator® as the pattern of stress distribution was more uniform along the implant axis, although the stress magnitude was larger in these models. The results suggest that the anterior-posterior distribution of implants in MAs with *attachments* Locator® and Dal Ro® showed a viable biomechanical behavior.

Key-words: dental implants; overdenture; dental prosthesis, implant-supported; biomechanics; attachments; finite element analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Mandíbula Seca.	52
Figura 2: A - Modelo de gesso; B – Placa de silicone representando a mucosa alveolar (3mm); C - Enceramento de prótese total.	52
Figura 3: A – Implante cilíndrico; B – Attachment Locator® de 4mm de altura (macho); C – Cápsula do Attachment Locator® (fêmea); D – PTFE.	53
Figura 4: Attachment Dal Ro® de 4mm de altura – Macho (A); Fêmea (B).	53
Figura 5: Modelo de gesso adquirido a partir de moldagem da mandíbula seca. .	54
Figura 6: Prótese total convencional confeccionada sobre o modelo de gesso e placa de silicone resiliente.	55
Figura 7: Esquema representando a instalação de implantes nas posições B e D e suas distâncias representando o Modelo Padrão.	56
Figura 8: Esquema representando a instalação de implantes nas posições A e E e suas distâncias representando o Modelo Alternativo.	58
Figura 9: Digitalizadora a Laser - (Digimil 3D, Tecnodrill®).	59
Figura 10: Digitalização nos três planos X, Y, Z ; arquivos com extensão “.txt”	60
Figura 11: Nuvem de pontos obtidas da digitalização de cada face no momento da sobreposição das faces.	61
Figura 12: Primeira montagem do modelo tridimensional.	62
Figura 13: Imagem obtidas a partir da segunda limpeza, arquivos com extensão “.stl”.	63
Figura 14: Malha da superfície, arquivo com extensão “.igs”	64
Figura 15: Imagem com extensão “.igs”. A – Mandíbula; B – Placa resiliente; C – Prótese Total	65
Figura 16: Imagem Tomográfica	66

- Figura 17:** A – Implante Cilíndrico; B – Attachment Locator® (macho); C – PTFE; D – Cápsula do Attachment Locator® (fêmea); A' – Implante Cilíndrico; B' – Attachment Dal Ro® (macho); C' – Attachment Dal Ro® (fêmea); E – Modelo montado do implante cilíndrico e attachment Locator®; F – Modelo montado do implante cilíndrico e attachment Dal Ro®..... 67
- Figura 18:** A - Modelo esquemático representando as cinco posições viáveis para instalação de implantes. B - Modelo esquemático vazado para visualizar relação com o nervo alveolar inferior..... 68
- Figura 19:** Montagem dos Modelos Geométricos Contínuos. A – Modelo Padrão (B e D) com Attachments Locator®; B – Modelo Padrão (B e D) com Attachments Dal Ro®; C – Modelo Alternativo (A e E) com Attachments Locator®; D – Modelo Alternativo (A e E) com Attachments Dal Ro®. 69
- Figura 20:** Modelo Geométrico Contínuo Montado 70
- Figura 21:** Malha gerada sobre os sólidos 73
- Figura 22:** Distribuição das tensões no rebordo alveolar correspondente ao Modelo Padrão (A) e Modelo Alternativo (B) com attachments Locator®. 82
- Figura 23:** Distribuição das tensões no rebordo alveolar correspondente ao Modelo Padrão (C) e Modelo Alternativo (D) com attachments Dal Ro®. 82
- Figura 24:** Distribuição das tensões na região periimplantar do rebordo alveolar. A – MP Locator® posição B; A' – MP Locator® posição D; B – MA Locator® posição A; B' – MA Locator® posição E; C – MP Dal Ro® posição B; C'- MP Dal Ro® posição D; D – MA Dal Ro® posição A; D' – MA Dal Ro® posição E. 83
- Figura 25:** Distribuição das tensões no conjunto Implante/Attachment Locator® e Dal Ro® no lado de trabalho: A – MP Locator® posição B; A' – MP Locator® posição B; B – MA Locator® posição A; B' – MA Locator® posição A; C – MP Dal Ro® posição B; C'- MP Dal Ro® posição B; D – MA Dal Ro® posição A; D' – MA Dal Ro® posição A. 87
- Figura 26:** Distribuição das tensões no conjunto Implante/Attachment Locator® e Dal Ro® no lado de balanceio: A – MP Locator® posição D; A' – MP Locator® posição D; B – MA Locator® posição E; B' – MA Locator® posição E; C – MP Dal Ro® posição D; C'- MP Dal Ro® posição D; D – MA Dal Ro® posição E; D' – MA Dal Ro® posição E. 88
- Figura 27:** Distribuição das tensões no conjunto implante/attachment para os Modelos Padrão e Modelos Alternativos com attachments Locator® e Dal Ro®. A

– Modelo Padrão com attachments Locator®; B – Modelo Alternativo com attachments Locator®; C – Modelo Padrão com attachments Dal Ro®; D – Modelo Alternativo com attachments Dal Ro®. 89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades Mecânicas dos Materiais Utilizados	71
Tabela 2: Dados das Malhas Geradas para o Modelo Padrão com Implantes nas Posições B e D; e <i>attachment</i> Locator®	74
Tabela 3: Dados da Malha Gerada no Modelo Alternativo com Implante nas Posições A e E; e <i>attachment</i> Locator®	75
Tabela 4: Dados das Malhas Geradas para o Modelo Padrão com Implantes nas Posições B e D; e <i>attachment</i> Dal Ro®	76
Tabela 5: Dados da Malha Gerada no Modelo Alternativo com Implante nas Posições A e E; e <i>attachment</i> Dal Ro®.	77

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

%	Porcentagem
®	Marca Registrada
3D	Tridimensional
cm	Centímetro(s)
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alii</i>)
FO-PUCRS	Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
GPa	Gigapascal
MEF	Método por elementos finitos
mm	Milímetro(s)
mm/min	Milímetros por minuto
s	Segundos
MPa	Megapascal
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PTFE	Politetrafluoretileno
MP	Modelo Padrão
MA	Modelo Alternativo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	19
2. REVISÃO DE LITERATURA	24
3. PROPOSIÇÃO.....	49
4. METODOLOGIA	51
4.1 Materiais.....	51
4.2 Método.....	58
5. RESULTADOS	80
5.1 Resultados das Tensões no Rebordo Alveolar Mandibular	79
5.2 Resultados das Tensões no Sistema Implante/Attachments Locator®.	84
5.3 Resultados das Tensões no Sistema Implante/Attachments Dal Ro®....	85
6. DISCUSSÃO.....	91
7. CONCLUSÕES.....	97
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99
ANEXO A – Carta da Comissão Científica e de Ética.....	104
ANEXO B – Registro do projeto de pesquisa no SISNEP.....	105

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O edentulismo maxilar ou mandibular é um problema de saúde pública tanto nas grandes potências econômicas quanto nas nações menos desenvolvidas (FEINE et al., 2002). Este problema origina-se por processos patológicos associados muitas vezes à falta de acesso ou ausência de atenção odontológica. Dentre as conseqüências do edentulismo as mais graves caracterizam-se por distúrbios nas relações musculares da face, do pescoço e da articulação têmporo-mandibular, podendo gerar problemas sistêmicos. O desafio de restabelecer a função mastigatória, a fonética e o tônus muscular facial exige um processo reabilitador de reposição de tecidos perdidos ao longo do tempo. Assim, a recomposição de dentes e estruturas de suporte anexas, como tecido ósseo e tecido mucoso, através de próteses dentárias, requer um cuidadoso planejamento fundamentado no conhecimento clínico e biomecânico. A indicação de um tratamento reabilitador exige conhecer as vantagens, desvantagens e limitações desse tratamento, assim como as necessidades e condições individuais do paciente.

Os processos de reabilitação oral caracterizam-se pela complexidade e pela reprodutibilidade de estruturas ausentes. Para tratar o edentulismo mandibular, de acordo com Koka e Eckert (2006), dispomos de três terapias clássicas que são: a prótese total convencional, a *overdenture* (sobredentadura) implantorretida e a *overdenture* implantossuportada.

As próteses totais convencionais tradicionalmente foram consideradas a primeira opção para repor as estruturas perdidas (FEINE et al., 2002). A partir dos estudos do Professor Per-Ingvar Brånemark (1977) apresentando o índice de sucesso de implantes dentários em casos de edentulismo, os tratamentos reabilitadores combinando fixações endósseas e sobredentaduras têm se tornado procedimentos clínicos acessíveis e com bom prognóstico. Atualmente, após a Declaração Consensual de McGill, realizado em Montreal, no Canadá, em 2002, o tratamento eleito como primeira escolha para restituir tecidos perdidos em

mandíbulas edêntulas é a *overdenture* sobre dois implantes dentários (FEINE et al. 2002). Conforme, o Glossário de Termos Protéticos (2005) *overdenture* é “qualquer prótese dentária removível que está apoiada e cobrindo um ou mais remanescentes de dentes naturais, raízes de dentes naturais ou implantes dentários e que é parcialmente suportada por estes elementos”.

A prótese tipo sobredentadura ou *overdenture* apresenta melhor comportamento de estabilidade e retenção em comparação com próteses totais convencionais (VAZ et al., 1999), em virtude das mesmas estarem retidas por dentes naturais, raízes naturais remanescentes ou por implantes dentários. As vantagens deste tipo de aparelho são o menor número de implantes, o procedimento cirúrgico menos complexo e a facilidade no processo restaurador (PETROPOULOS; SMITH, 2002). O elevado índice de sucesso deste tratamento indica que a técnica é segura, confiável e com menor grau de morbidade (ALLEN et al., 2006).

A inserção de um menor número de implantes dentários implica em menor custo e complexidade, porém isso não isenta o profissional de planejar o local mais indicado para a instalação das fixações de acordo com o processo reabilitador selecionado. No protocolo tradicional, para *overdentures* implantomucossuportadas, dois implantes são instalados na região sinfisiária da mandíbula, correspondendo à distância máxima entre caninos (MISCH, 1989; MISCH, 1991; MISCH, 2000). Segundo Misch (2000), a instalação de implantes dentários independentes na região de pré-molares permitiria maior rotação da prótese quando comparado com a instalação de implantes dentários independentes na região de caninos inferiores. Entretanto, a localização mais posterior dos implantes poderia ser favorável com a intenção de diminuir o braço de alavanca e reduzir o deslocamento da prótese. Isso porque, segundo Vaz, Del Bel Cury e Mariolani (1999) e Celik e Uludag (2007), é na região correspondente ao primeiro molar inferior que ocorre a maior incidência de cargas e a força máxima de oclusão, além da contração máxima de todos músculos elevadores da mandíbula. Independente, da localização de inserção dos implantes dentários a indicação de um sistema de conexão (encaixe) adequado promoveria a otimização do tratamento.

A estabilidade e a retenção das *overdentures* são promovidas pelos sistemas de conexão implante/prótese. Conforme, Petropoulos e Smith (2002), o conceito original dos pilares de fixação para *overdentures* originou-se na Suíça, por volta de 1898, e somente popularizou-se a partir da segunda metade do século passado com Gilmore. Atualmente existem vários tipos de encaixe disponíveis no mercado, sendo que os sistemas de encaixe mais conhecidos e utilizados são: barra-clipe, bola, *o'ring* e magneto. Estudos anteriores analisaram o comportamento biomecânico desses sistemas principalmente através da retenção da prótese (DUYCK et al., 1999; NAERT et al., 1999; PETROPOULOS; SMITH, 2002; PORTER Jr et al., 2002; BONACHELLA et al., 2003; VAN KAMPEN et al., 2003; CHUNG et al., 2004; SVETLIZE; BODEREAU, 2004; VAN DER BILT et al., 2006; DAAS et al., 2007; RUTKUNAS et al., 2007) ou da interação osso-implante-pilar-prótese (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1996; MENICUCCI et al., 1998; VAN KAMPEN et al., 2004; AKÇA et al., 2005; CHUN et al., 2005; SIMSEK et al., 2006; CELIK; ULUDAG, 2007; TANINO et al., 2007). Contudo, ainda são limitados os estudos que abordaram a otimização deste tipo de tratamento com desenhos alternativos de localização de implantes e novos sistemas de conexão.

O comportamento biomecânico de próteses tipo *overdenture* implantomucossuportada, considerando-se as tensões geradas nas interfaces osso/implante/conexão/prótese, pode ser avaliado através de diferentes métodos: a análise fotoelástica (VAZ et al., 1999; CELIK; ULUDAG, 2007), a extensometria (PORTER Jr et al., 2002; VAN KAMPEN et al., 2003; VAN KAMPEN et al., 2004; AKÇA et al., 2005; ÇEKIÇ, AKÇA, ÇEHRELI, 2007) e a análise por elementos finitos (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1996; MENICUCCI et al., 1998; GENG et al., 2001; CHUN et al., 2005; SIMSEK et al., 2006; DAAS et al., 2007; TANINO et al., 2007). Segundo Tanino et al. (2007) a análise fotoelástica é limitada quanto à quantificação das informações; já na extensometria a influência do tamanho do extensômetro permanece indeterminada. Para esse autor a análise por elementos finitos pode simular a dinâmica das tensões em um modelo e calcular as tensões e os possíveis deslocamentos no sistema. Isto permitiria a análise de condições complexas de carregamento em todo conjunto constituído pela prótese, pilares (*attachments*) e mandíbula.

Em virtude da escassez de evidências científicas quanto à distribuição de implantes dentários no arco mandibular na região referente a primeiro pré-molar e a posterior reabilitação com diferentes sistemas de conexão e prótese *overdenture*, torna-se relevante avaliar a dinâmica das tensões e dos deslocamentos através de análise por elementos finitos tridimensional. Portanto, este estudo investigou o comportamento biomecânico de uma prótese tipo *overdenture* mandibular em função de dois tipos de encaixes, através de uma distribuição padrão de implantes dentários e uma distribuição alternativa de implantes dentários. A hipótese de trabalho é que a distribuição ântero-posterior dos implantes e o tipo de *attachment* afetam de forma diferente as deformações e tensões geradas em todo o sistema composto por osso, implantes, componentes e prótese.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi direcionada para o tratamento de pacientes edêntulos com *overdentures* mandibulares. Essa opção de tratamento reabilitador tem sido discutida em trabalhos laboratoriais, relatos de caso clínico, ensaios clínicos e estudos observacionais. Apesar de apresentar um prognóstico favorável, as *overdentures* e seus sistemas de retenção, ainda são submetidas a avaliações pelo seu comportamento biomecânico através da aplicação de metodologias publicadas nas últimas décadas.

Misch (1989) apresentou um artigo divulgando quatro abordagens clínicas no tratamento com implantes para pacientes edêntulos. Segundo o autor o número de pessoas completamente edêntulas nos Estados Unidos da América atingiria 20 milhões de habitantes e um tratamento eficaz seria a *overdenture* implantorretida. Os conceitos do planejamento protético com implantes e *overdentures* seriam semelhantes aos conceitos de *overdentures* retidas aos dentes. A condição para indicação do tratamento seria a quantidade óssea com um mínimo de 5 mm de espessura do rebordo alveolar remanescente e 10mm de altura óssea para a fixação dos implantes dentários entre os forames mentais. Este perímetro interforaminal poderia ser dividido em cinco locus aptos a instalação de implantes dentários, os quais seriam denominados regiões A, B, C, D e E, da direita para a esquerda. A região A corresponderia ao primeiro pré-molar inferior do lado direito (elemento dentário 44); a região B corresponderia ao canino inferior do lado direito (elemento dentário 43); a região C corresponderia à linha média mandibular, entre os incisivos centrais inferiores (entre os elementos dentários 41 e 31); a região D corresponderia ao canino inferior do lado esquerdo (elemento dentário 33); a região E corresponderia ao primeiro pré-molar inferior do lado esquerdo (elemento dentário 34). A retenção do aparelho seria promovida pelos encaixes protéticos utilizados, a seleção e indicação deles dependeria do número de implantes, da posição dos implantes e da força aplicada sobre esses implantes e a *overdenture*. A primeira abordagem compreenderia a instalação de dois implantes nas regiões B

e D, esplintados através de barra, pois, segundo o autor, esta situação elevaria ao quadrado a ancoragem da prótese, enquanto com os implantes isolados, apenas haveria duplicação de ancoragem. Os implantes esplintados diminuiriam o risco de sobrecarga, fratura ou mobilidade. A segunda abordagem implicaria na instalação de três implantes nas regiões A, C e E ou B, C e D. Essa situação conferiria maior estabilidade ao aparelho, pois teríamos uma ancoragem superficial e não mais linear ou puntiforme. A terceira abordagem compreende a instalação de quatro implantes nas regiões A, B, D e E, todos esplintados através de uma barra, sendo que nesta situação teríamos uma *overdenture* implantorretida e não mais *overdenture* implantomucossuportada como nas duas abordagens anteriores. A quarta abordagem seria a instalação de cinco implantes nas regiões A, B, C, D e E, também esplintados por uma barra rígida.

Misch (1991) relatou as vantagens das próteses removíveis suportadas por implantes: menor número de implantes; consultas protéticas com menor grau de complexidade; diminuição do estresse aos tecidos de suporte, por serem removíveis; maior controle de fatores estéticos e maior rapidez de tratamento. O autor apresentou cinco opções de planejamentos protéticos, sendo três situações de reabilitação com próteses fixas e duas opções protéticas removíveis, as quais seriam primariamente indicadas para mandíbulas edêntulas. As próteses removíveis ele classificou como implantorretidas e implantomucossuportadas. As próteses removíveis implantomucossuportadas corresponderiam as *overdentures* mandibulares, as quais caracterizam-se pela instalação de dois, três ou quatro implantes esplintados através de uma infraestrutura. A instalação de três ou quatro implantes aumenta a estabilidade do aparelho e diminui a área de suporte basal. A maior vantagem dessa modalidade de tratamento é o baixo custo agregado, principalmente com a opção de dois implantes dentários esplintados. Além disso, esse tratamento viabiliza a reversibilidade para outros tratamentos reabilitadores protéticos fixos ou destacáveis.

De acordo com Meijer et al. (1993) o planejamento de superestruturas influencia no comportamento biomecânico gerando deformações no tecido ósseo da região interforaminal de mandíbulas edêntulas, causando estresse ao redor dos implantes. Este estresse pode acarretar perdas ósseas, que por sua vez pode levar

à perda do implante. Existem vários métodos para avaliar o estresse ao redor dos implantes, tais como: análise fotoelástica, extensometria e análise por elementos finitos. Aplicando a análise de elemento finito tridimensional os autores avaliaram o estresse ao redor de dois implantes cilíndricos instalados na região de caninos. Os implantes foram conectados por uma barra ou permaneceram isolados. Foram aplicadas uma carga horizontal de 10 N, uma carga vertical de 35 N e uma carga oblíqua de 70 N. Os resultados mostraram que a distribuição do estresse concentrou-se na região da plataforma do implante. Existiram diferenças de distribuição de estresse entre os modelos com e sem barra, porém estas diferenças foram menores quando comparadas com as diferenças causadas pela direção das forças de mordida. A direção da força de mordida não muda nos pacientes, mas sua magnitude pode influenciar o planejamento biomecânico da prótese *overdenture*.

Meijer et al. (1996) avaliaram a distribuição do estresse quando uma superestrutura não foi carregada de forma homogênea, e também a distribuição destas tensões em um modelo com barra e outro sem barra quando da aplicação de cargas não-uniformes. O modelo mandibular foi obtido a partir de uma mandíbula humana, onde foram realizados cortes de 25 micrometros com intervalos de 1 mm na região interforaminal. Estes cortes foram tingidos e fotografados para serem digitalizados. Quatro implantes cilíndricos foram instalados com ancoragem bicortical, sendo dois implantes centrais à 5 mm da linha média e outros dois implantes laterais à 15 mm da linha média. Os implantes foram conectados por uma barra ou permaneceram isolados. Foi aplicada uma carga horizontal de 10 N, uma carga vertical de 35 N e outra carga oblíqua (120°) de 70 N em relação ao plano oclusal. As simulações apresentaram três condições de aplicação de carga: 1) as cargas foram distribuídas de maneira uniforme sobre os pilares ou sobre a barra; 2) somente os pilares centrais foram carregados isoladamente ou sobre a barra; e 3) os pilares laterais foram submetidos às cargas individualmente ou sobre a barra. Todos os modelos apresentaram uma alta concentração de estresse ao redor da plataforma do implante, no entanto, os implantes mais próximos da aplicação da carga mostraram esta concentração em níveis superiores. Em comparação com os implantes independentes, os implantes

conectados por barra apresentaram redução na magnitude das tensões quando a superestrutura não foi carregada de maneira uniforme.

Sadowsky (1997) relatou os quatro principais planejamentos usados para reabilitar rebordos edêntulos utilizando implantes dentários, prótese fixa metalocerâmica, prótese fixa destacável, *overdenture* e prótese fixa removível, discutindo suas indicações e limitações. Estas próteses apresentam repercussão na biomecânica, na manutenção e nas taxas de sucesso dos implantes, por isso a avaliação pré-operatória da estrutura e qualidade do rebordo residual edêntulo e a relação intermaxilar definem as limitações de suas indicações. Além disso, devem ser considerados: as questões estéticas, fonéticas, de higiene e os custos num plano de tratamento diferenciado. A *Prótese Fixa Metalocerâmica* está indicada quando há um grau de reabsorção do rebordo residual mínima, no entanto, a sua indicação é limitada em casos de reabsorções ósseas excessivas e em pacientes com linha do sorriso alto, o que geraria problemas estéticos e fonéticos principalmente em reabilitações maxilares; o custo seria uma desvantagem deste tratamento reabilitador. A *Prótese Fixa Destacável* consiste num aparelho em que os dentes são fixados a uma estrutura metálica com resina acrílica. A principal indicação deste tratamento está no índice de sucesso de 92% e 99% na maxila e mandíbula, respectivamente, após 15 anos de acompanhamento; e a principal limitação é a falta de suporte labial e facial, resultando em deficiência estética e funcional. As *Próteses Overdentures Implantossuportadas* estão indicadas para pacientes com grau avançado de reabsorção do rebordo alveolar, com uma forte musculatura anexa ou mucosa sensível, e pacientes irritados pela pressão da prótese total convencional. São suportadas por quatro ou seis implantes instalados na região anterior conectados rigidamente com uma superestrutura em forma de barra. Já as *Próteses Overdentures Implantomucossuportadas* necessitam de poucos implantes os quais permitem a retenção através da conexão barra-clipe ou sistemas de retenção individualizados (*attachments*). Alguns estudos relatam uma menor retenção dos sistemas de conexão individuais, porém outros estudos atribuem ao sistema a redução de erros de orientação em relação à instalação dos implantes, além da facilidade na higienização e a não formação de hiperplasias como ocorre no sistema barra-clipe. Outro sistema de encaixe, para esse tipo de aparelho, seria a utilização de duas cápsulas resilientes conectadas aos pilares de

dois implantes, mas isso permite a rotação e translação do aparelho. A *Prótese Fixa Removível* é um aparelho sustentado por uma superestrutura metálica fundida conectada aos implantes, e sobre esta base é retida a prótese propriamente dita através da fricção de três pinos no segmento anterior da superestrutura e duas travas nos pilares para o aparelho não girar. Está indicada quando a mucosa alveolar é muito delgada em virtude de uma reabsorção alveolar extensa e o tecido mucoso seria intolerante à pressão causada por um aparelho tipo *overdenture* implantomucossuportada. As desvantagens deste tratamento seriam o custo e a técnica laboratorial mais difícil.

Watson et al. (1997) relataram que o sucesso do tratamento de pacientes edêntulos com próteses implantossuportadas superou deficiências funcionais associadas à prótese total. Com a intenção de investigar e detalhar os métodos protéticos e os resultados do tratamento com *overdenture* os autores realizaram um estudo prospectivo multicêntrico com cinco anos de acompanhamento. Observaram, principalmente, os benefícios percebidos pelos pacientes e os cuidados exigidos após a instalação do aparelho. A amostra inicial compreendeu 30 pacientes, os quais receberam 117 implantes na maxila, e 103 pacientes que receberam 393 implantes na mandíbula. O sistema barra-clipe foi eleito para o estudo variando-se o tipo de secção da barra. Noventa e dois pacientes completaram os cinco anos de acompanhamento, sendo 76 com *overdentures* mandibulares. Inicialmente 27% dos pacientes apresentaram sensibilidade dolorosa na região anterior mandibular entre os pilares protéticos; após 5 anos observou-se melhora quanto a dor e ulcerações mandibulares. Houve 30 fraturas de *overdentures* em 20 pacientes, sendo apenas três mandibulares, as quais ocorreram na resina acrílica ao redor do clipe. Quanto à ancoragem, as *overdentures* mandibulares apresentaram maior índice de fratura de clipe na sua reativação. Aplicando-se o Índice Anamnético de Disfunção 17,4% dos pacientes relataram aumento dos sintomas na articulação têmporo-mandibular, 46,7% não perceberam mudanças e 35,9% apresentaram melhora. Estes resultados corroboram com a anamnese dos exames clínicos. Tanto no início quanto no final de cinco anos de monitoramento o índice de satisfação dos pacientes foi considerado adequado por 95%, 65% consideraram a retenção do aparelho muito boa após cinco anos e 64% relataram melhora na mastigação; quase todos os

pacientes relataram melhora na fala desde o início da instalação até os cinco anos de acompanhamento.

Menicucci et al. (1998) relataram que a resiliência da mucosa seria responsável por uma redução das forças de compressão e tensão sobre os implantes e o tecido ósseo periimplantar em próteses mandibulares *overdentures* implantorretidas quando comparadas com reabilitações implantossuportadas. Embora a força mastigatória em prótese *overdenture* seja menos intensa, o implante responsável pela retenção deste aparelho recebe forças axiais e transversais, as quais são potencialmente prejudiciais. Por isso, os autores usaram um modelo de elemento finito para avaliar próteses tipo *overdentures* implantorretidas e relacionaram o estresse no osso periimplantar e a reação das forças na superfície da mucosa edêntula com dois tipos de ancoragem: o sistema bola e o sistema barra-clipe. Foram modelados uma mandíbula humana edêntula com a mucosa, uma *overdenture* e dois implantes instalados, paralelamente, na região de caninos a 8 mm da linha média. Os materiais utilizados para construção do modelo foram considerados isotrópicos, homogêneos e com coeficiente de elasticidade linear e a simulação foi realizada através do *software* Sprints (Blue Engineering, Turin, Itália). A força de mordida simulada foi equivalente a 35 N e concentrada em um único ponto correspondente ao primeiro molar. O sistema de retenção bola apresentou melhor distribuição da força sobre a mucosa e menor estresse no tecido ósseo periimplantar quando comparado com o sistema barra-clipe.

Duyck et al. (1999) avaliaram *in vivo* a influência dos sistemas de encaixe em condições de carregamento em *overdentures* mandibulares com dois implantes instalados na região de canino, com uma distância média interimplantar de 18,9 mm. Cinco pacientes receberam próteses novas com os seguintes sistemas de encaixe: barra-clipe com extensão bilateral, barra-clipe sem extensão bilateral e bola. Para avaliar a tensão gerada no aparelho foram instalados três extensômetros nos intermediários e uma placa de mordida foi instalada sobre a superfície oclusal da *overdenture* para avaliar as forças oclusais em sete pontos de pré-determinados. Cinquenta Newtons de carga axial foram aplicadas entre os implantes, sobre cada implante, 10 mm e 15 mm distal para ambos implantes. A

tensão da máxima intercuspidação foi medida para quantificar as forças axiais no momento do movimento. Os resultados foram analisados utilizando o software SAS-Program e submetidos à análise estatística pelo método de Tukey. O tipo de attachment induz momentos fletores estatisticamente significantes quando a aplicação de carga sobre a prótese é realizada a 15 e 10 mm e também entre os implantes. Os momentos fletores são extremamente altos quando o sistema de encaixe é barra-clipe com extensão bilateral, quando comparados com o encaixe barra-clipe sem extensão bilateral e o sistema bola. Na análise estatística os sistemas de encaixe não apresentaram diferença estatística com a indução de forças axiais, porém os momentos fletores apresentaram-se estatisticamente significantes.

Naert et al. (1999) realizaram um estudo prospectivo randomizado de cinco anos de acompanhamento avaliando os sistemas de retenção esplintados e não-esplintados em 36 sobredentaduras mandibulares. Foram avaliados três sistemas de retenção: o sistema barra-clipe (grupo controle), o sistema magneto e o sistema bola (sistemas não-esplintados), os quais foram instalados sobre dois implantes localizados nas regiões correspondentes de caninos. Os pacientes foram acompanhados através de consultas uma semana após entrega da prótese, 4, 6, 12, 24, 36, 48 e 60 meses. A avaliação da retenção dos aparelhos foi realizada através de um dinamômetro com a máxima capacidade de 20 N, onde a média de três medidas repetidas em cada consulta de acompanhamento era considerada. Ao longo de cinco anos de acompanhamento à satisfação do paciente também foi avaliada através de questionários; e a função dos músculos mastigatórios e da junção temporomandibular foi avaliada de acordo com anamnese e o índice de disfunção clínica de Helkimo (1979). O sistema magneto foi o que apresentou a menor retenção; já o sistema barra-clipe foi o que apresentou maior retenção. O sistema bola apresentou menor variação de retenção ao longo de cinco anos. O nível de satisfação foi semelhante em todos os grupos.

Vaz, Del Bel Cury e Mariolani (1999) realizaram estudo *in vitro* utilizando a metodologia de análise fotoelástica para investigar a distribuição das tensões em mandíbulas sob próteses do tipo sobredentadura e prótese total. Esse trabalho foi executado sobre três modelos, sendo o primeiro modelo (controle) sem raízes

suporte; um segundo modelo com raízes dispostas bilateralmente correspondendo a raízes dos dois caninos; e o terceiro modelo com uma raiz na região de canino e outra raiz na região de molar dispostos em um mesmo hemiarco, unilateralmente. Foram confeccionadas próteses totais convencionais e sobredentaduras sobre estes modelos, os quais foram submetidos à aplicação de uma carga de 20 N, simulando a carga mastigatória. Houve diferentes padrões de distribuição de tensões nos três modelos fotoelásticos testados, sendo que o modelo com raízes nas regiões de caninos apresentou a melhor distribuição de tensões, porque concentrou a tensão no ápice das raízes diminuindo a concentração na região desdentada.

Misch (2000) discutiu opções de tratamento com sobredentaduras mandibulares, sugerindo cinco pontos diferentes para a instalação de implantes na região interforaminal. Tais pontos foram denominados A, B, C, D e E. A região A corresponderia ao primeiro pré-molar inferior do lado direito (elemento dentário 44); a região B corresponderia ao canino inferior do lado direito (elemento dentário 43); a região C corresponderia à linha média mandibular, entre os incisivos centrais inferiores (entre os elementos dentários 41 e 31); a região D corresponderia ao canino inferior do lado esquerdo (elemento dentário 33); a região E corresponderia ao primeiro pré-molar inferior do lado esquerdo (elemento dentário 34). As cinco posições foram planejadas para sobredentadura mandibular, porém o plano de tratamento utilizou duas a cinco destas posições. O autor apresentou duas opções de sobredentadura com dois implantes instalados nas posições B e D, sendo que em um caso os implantes não eram ferulizados, isto é, eram independentes um do outro, e na outra situação os implantes eram unidos rigidamente por uma barra, sistema barra-clipe. Segundo o autor, a situação de instalação de implantes independentes nas regiões A e E (na região de pré-molares) não seria indicada em virtude do afastamento dos implantes, o que permitiria maior rotação da restauração quando comparado com as posições B e D.

Geng, Tan e Liu (2001) realizaram uma revisão de literatura para avaliar a aplicabilidade da análise por elementos finitos na odontologia. Os autores afirmaram que existem ainda muitas dúvidas quanto à interface osso-implante, a conexão implante-prótese e próteses sobre implantes múltiplos. Entre os

planejamentos de próteses sobre implantes múltiplos a prótese implantomucossuportada ou *overdenture* é uma opção. Muitos clínicos acreditam que as *overdentures* conferem características biomecânicas mais favoráveis quando comparadas com as próteses fixas implantossuportadas. Os sistemas de conexão disponíveis para *overdenture* são barra-clipe, bola, o'ring e magnetos. O sistema bola, com os implantes instalados na região interforaminal, apresentou uma melhor distribuição do estresse no tecido ósseo adjacente em relação ao sistema barra-clipe. Os fatores biomecânicos relacionados a esse sistema são: número de implantes, posição e inclinação dos implantes, comprimento da barra, rigidez e altura da barra em relação ao tecido mucoso e as propriedades dos materiais. Já quando os implantes não estão esplintados, como ocorre com o sistema bola, o comportamento biomecânico da prótese depende da posição e da inclinação dos implantes, do sistema de conexão (bola, o'ring, magneto) e das propriedades dos materiais; isto é, há um menor número de fatores biomecânicos complicadores.

Bonachela e Rossetti (2002) discutiram a importância das *overdentures* através: da necessidade de manter remanescentes dentários ou fixações endósseas com a finalidade de obter maior suporte e, conseqüentemente, maior estabilidade e retenção; de reduzir o efeito fisiológico de reabsorção óssea do rebordo alveolar e promover, quase de maneira obrigatória, a necessidade de manutenção do aparelho pelo paciente. A retenção das *overdentures* é realizada pelos *attachments*, os quais foram inicialmente desenvolvidos para serem utilizados em dentes ou raízes dentárias residuais. Com a introdução dos implantes dentários, em tratamentos reabilitadores, estes sistemas de retenção sofreram adaptações e inovações, viabilizando seu uso em *overdentures* implantomucossuportadas. Os *attachments* caracterizam-se por apresentar retenção adequada no momento de sua instalação, mantendo as características retentivas ao longo dos próximos cinco anos de uso; apresenta os componentes protéticos com menor altura favorecendo sua aplicabilidade em relações maxilo-mandibulares reduzidas; a técnica é relativamente fácil; têm custo acessível; permite o intercâmbio com outros sistemas disponíveis no mercado sem gerar prejuízos para os implantes dentários osseointegrados.

Feine et al. (2002), num simpósio em Montreal, Canadá, elaboraram a Declaração Consensual de McGill sobre *Overdentures*. Eles estabeleceram que a *overdenture* mandibular sobre dois implantes seria a primeira escolha de tratamento para pacientes edêntulos mandibulares. Nos países mais desenvolvidos a perda de dentes está diminuindo, porém ela ainda continua em virtude do aumento da idade das pessoas. Próteses totais convencionais sempre foram à primeira opção para repor estruturas perdidas. Quando instaladas em maxila, as próteses totais convencionais geralmente não apresentam problemas, porém na mandíbula a instabilidade da prótese e a não-adaptação são fatores que afetam o tratamento. Um problema relatado pelos pacientes é a qualidade da alimentação, que pode levar a um problema nutricional. Com evidências científicas quanto à sobrevida dos implantes dentários, poucas complicações cirúrgicas e redução da reabsorção óssea do rebordo alveolar, principalmente na porção anterior da mandíbula, as *overdentures* sobre dois implantes têm sido indicadas. Em ensaios clínicos randomizados e não randomizados com até nove anos de acompanhamento os pacientes apresentaram-se mais satisfeitos com esse tratamento quando comparado com nova prótese total convencional, em função do aumento da estabilidade, melhor capacidade de mastigação e fala, maior conforto e, conseqüentemente, melhor qualidade de vida.

Petropoulos e Smith (2002) afirmaram que os sistemas de conexão tipo botão (*stud attachments*) são os mais populares e de uso mais simples. Eles se dividem em extrarradiculares e intrarradiculares. O propósito do estudo foi mensurar a estabilidade e retenção através da completa separação dos componentes do pilar (macho/fêmea) com forças de deslocamento vertical, oblíqua e ântero-posterior em 6 pilares tipo botão (*attachment*), freqüentemente utilizados. Os sistemas testados foram: bola (3,5mm) e mini-bola (2,25mm) da empresa Nobel Biocare; Zest Anchor (ZA) e Zest Anchor Geração Avançada (ZAAG) – da empresa Zest Anchors; Sterngold ERA laranja (SEO) e Sterngold ERA branco (SEW) da empresa Sterngold Implamed. Cada espécime foi submetido a 8 medidas em cada direção. Dois implantes foram instalados paralelamente na região anterior da mandíbula. Os testes de deslocamento foram realizados em uma máquina de ensaios Instron à velocidade de 50,8 mm/minuto. Quando aplicada força máxima de deslocamento com direção vertical o pilar ZAAG foi significativamente superior

aos demais, seguido do sistema bola (3,5 mm); a menor medida foi obtida por ZA. Já com a direção oblíqua da força o maior valor ocorreu com o ZAAG, seguido por bola (3,5mm), mini-bola (2,25mm), SEO, SEW e ZA. Quando da aplicação de forças com direção de deslocamento ântero-posterior o melhor desempenho foi obtido com o sistema bola (3,5mm), mas sem diferença significativa com o mini-bola (2,25mm). O pior desempenho foi do ZA seguido dos SEO e SEW, os quais não apresentaram diferença estatística. Os autores concluíram que sistemas com maior ou menor retenção têm a mesma importância, pois existem situações clínicas para o emprego de todos sistemas de conexão estudados.

Porter Jr., Petropoulos e Brunski (2002) compararam *in vitro* a força e o momento fletor em encaixes quando da aplicação de uma força vertical compressiva em uma *overdenture* retida por implantes. Os encaixes testados foram: barra-clipe (Nobel Biocare), bola (Nobel Biocare), bola 2,25 mm de diâmetro (Nobel Biocare), ZAAG (Zest Anchors), ERA White (Sterngold), ERA Orange (Sterngold), CK – Ti (Merrill Mensor), CK – 70 (Merrill Mensor), CK – 90 (Merrill Mensor). Utilizou-se extensometria para avaliar a distribuição das forças e momentos fletores quando da aplicação de uma força vertical de 100 N. Todos os encaixes e a localização da carga aplicada apresentaram diferenças estatisticamente significantivas. A força e o momento fletor aumentaram substancialmente quando a carga foi aplicada diretamente sobre a região anterior entre os implantes.

Zitzmann e Marinello (2002) descreveram a inviabilidade de próteses fixas sobre implantes substituírem tecidos de suporte e apresentaram um tratamento alternativo: instalação de dois implantes na região de caninos inferiores e sistema bola conectando o conjunto implante-prótese. O propósito da revisão realizada pelos autores foi expor diferentes variações técnicas entre próteses implantorretidas fixas e removíveis e próteses implantomucossuportadas. A *overdenture* implantomucossuportada caracteriza-se por dois implantes instalados na região interforaminal, sendo esplintados ou não-esplintados. Os custos com o sistema barra-clipe são maiores, além da técnica ser mais sensível quando comparado com sistemas de conexão individuais. A forma anatômica da mandíbula deve ser observada para indicar ou contra-indicar o tratamento. Apesar das etapas

clínicas para a confecção de uma prótese implantomucossuportada requererem procedimentos clínicos semelhantes à fabricação de uma prótese total convencional, existe, ainda, a possibilidade de reforçar a base do aparelho com a fabricação de uma estrutura metálica fundida para evitar fraturas próximo à área de retenção, porém este procedimento ainda é controverso na literatura. Os autores concluíram que o sistema de retenção bola apresenta fácil retenção e evita o efeito dobradiça apresentado pelo sistema barra-clipe.

Bonachela et al. (2003) realizaram um estudo *in vitro* para comparar a retenção entre dois sistemas tipo bola, O'ring (Conexão Sistemas de Prótese) e O-SO (3i Implants Innovation); e dois sistemas do tipo ERA (Sterngold Implamed) com cápsulas retentivas branca e cinza, correlacionando o tempo de uso (início, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos) com a capacidade de retenção dos encaixes testados. Através do tipo de sistema ocorreu a divisão em dois grupos: grupo I com encaixes tipo O'ring e o grupo II com encaixes tipo ERA. Os testes de remoção e inserção das cápsulas do sistema O'ring e ERA foram realizados em uma máquina de costura adaptada e o teste de resistência à remoção axial foi obtido através de uma máquina de ensaio universal com uma velocidade de deslocamento de 0,5 mm por minuto. Somente as cápsulas dos sistemas foram testadas, sem a confecção de uma prótese *overdenture*. Os resultados mostraram que o sistema ERA apresentou diferença estatisticamente significativa para os testes realizados, quando comparado com o sistema O'ring. O sistema ERA, principalmente a cápsula de nylon cinza, mostrou melhor desempenho nas simulações de remoção. Entretanto, todos os sistemas de encaixe testados perderam retenção em função do uso.

Van Kampen et al. (2003) avaliaram *in vivo* a força de retenção inicial e a perda da força de retenção após três meses de uso, a manutenção e complicações com o uso dos encaixes tipo barra-clipe, bola e magneto em sobredentaduras mandibulares. Foi realizado um estudo cruzado randomizado com 18 pacientes onde dois implantes foram instalados na região entre forames. A força de retenção foi medida utilizando extensômetros, e houve uma variação de 7,4 N a 32,9 N, do sistema magneto para o sistema barra-clipe, respectivamente, no início do tratamento. Após três meses somente o magneto aumentou o valor de força de

retenção. Com relação à manutenção o único sistema que não apresentou problemas foi o encaixe tipo barra-clipe, sendo que sistema magneto apresentou o maior número de complicações no período de observação.

Chung et al. (2004) investigaram a magnitude da força de retenção em *overdentures* mandibulares retidas por implantes através de nove sistemas de encaixe (ERA white, ERA gray, Locator LR White, Locator LR pink, Spheroflex ball, Hader bar & metal clip, Shiner SR magnet, Magnedisc 800 magnet, Maxi 2 magnet). Para cada sistema de encaixe foi construído um reforço metálico e foram confeccionadas cinco sobredentaduras. O teste foi realizado em uma máquina de ensaio universal com uma velocidade de 50 mm/min, simulando a força de remoção da prótese. O encaixe tipo ERA gray apresentou a maior retenção, seguido do Locator LR White, Spheroflex ball, Hader bar & metal clip, ERA white e Locator LR pink. O encaixe tipo magneto Maxi 2 Magnet apresentou o menor valor de retenção.

Svetlize e Bodereau Jr. (2004) avaliaram “*in vitro*” o efeito das forças de tração em próteses *overdentures* retidas por oito diferentes tipos de fixações: o magneto (Dyna e Shiner), bola (Dalla Bona e O’rings), teflon (Ceka Revax e Zaag), e barra-clipe (Barra de Hader) e um sistema de barra frezada ancorados em dois ou quatro pilares protéticos. Dois implantes foram instalados na região entre primeiro pré-molar e canino do lado direito e do lado esquerdo, e outros dois implantes foram instalados na região anterior. Com exceção dos sistemas barra-clipe e barra frezada, todos os outros sistemas foram testados com os dois implantes mais anteriorizados. O sistema barra-clipe utilizou três cliques. Foram confeccionadas oito *overdentures* e para realização do teste foi utilizada uma máquina de ensaio universal com uma velocidade de tração de 3 mm por minuto, e o deslocamento foi medido em N (newtons). Foram promovidos 10 deslocamentos para cada grupo e os resultados foram submetidos à análise estatística. Os sistemas magnetos testados apresentaram a menor retenção quando comparada com os demais sistemas, enquanto o sistema barra frezada apresentou o melhor desempenho e o resultado foi estatisticamente significativo em comparação com os demais grupos. O sistema bola (Dalla Bona), com ancoragem individual, apresentou o segundo melhor desempenho, superando o sistema barra-clipe, no

entanto, não foi estatisticamente significativa quando comparado com os sistemas Ceka Revax, O'ring, barra-clipe (barra de Hader) e o sistema Zaag.

Van Kampen et al. (2004) avaliaram *in vivo* o impacto da força máxima de mordida na perda de osso marginal em tratamento com *overdentures* mandibulares. Os sistemas testados foram bola, magneto e barra-clipe. A perda do osso marginal foi mensurada através de radiografias periapicais a partir da segunda fase cirúrgica, depois de 3, 6, 9 meses de carregamento com a prótese retida sobre implantes. A força máxima de mordida foi obtida previamente à segunda fase cirúrgica com a prótese nova sem os sistemas de encaixe, com o auxílio de transdutores (extensômetros) localizados na região de primeiro molar, de forma bilateral. Não foi observada diferença estatisticamente significativa relacionando-se a perda óssea marginal e a força máxima de mordida com os diferentes sistemas de encaixe testados.

Vedovato e Chilvarquer (2004) afirmam que não há um consenso quanto às indicações das *overdentures* suportadas por implantes, pois o que temos até o momento são conhecimentos aplicados à prática clínica de cirurgiões e protesistas, sem um suporte científico aplicado e fundamentado. São transferidas para esse tipo de reabilitação, as experiências em sobredentaduras suportadas por dentes, as quais apresentam um comportamento biomecânico, oclusão e longevidade distintas em relação as sobredentaduras retidas por implantes. De acordo com os autores o sistema barra-clipe seria a primeira escolha em função de apresentar as melhores características mecânicas de rigidez e de distribuição de carga em relação aos outros sistemas que agem individualmente sobre os implantes.

Akça et al. (2005) usaram extensômetros fixados na parede externa do osso maxilar superior de cadáveres para estudar a tensão do tecido ósseo ao redor dos implantes. Posteriormente, estes implantes receberam tratamento reabilitador com *overdenture*, retida pelo sistema barra-clipe, com carga imediata. Foram instalados quatro implantes na maxila, na região de incisivo lateral direito e esquerdo e primeiro pré-molar direito e esquerdo, em quatro cadáveres, sendo avaliado o valor do torque de instalação, o valor do torque de remoção e a análise da frequência de ressonância. A quantificação do torque inicial foi medida no momento da instalação

e a análise da frequência de ressonância foi mensurada através do Osstell®. Os extensômetros auxiliaram na quantificação do valor do torque de remoção. Os valores da análise de ressonância não puderam ser confrontados com os valores de retenção inicial, mas foram ligeiramente maiores quando comparados com os valores do torque de remoção. As tensões ao redor dos implantes variaram entre 25 N e 100N e as tensões axiais e laterais nos implantes posteriores foram maiores que nos anteriores.

Chun et al. (2005) avaliaram a distribuição de tensões ao redor do tecido ósseo em *overdentures* com diferentes pilares submetidos a cargas verticais e inclinadas através de análise por elementos finitos tridimensional. Após transferência da carga para o sistema pilar-implante houve uma significativa alteração na forma dos pilares retentores de *overdentures*. Os sólidos foram modelados e a análise por elementos finitos foi realizada através do software ANSYS 5.5. Os modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os conectores avaliados foram: tipo Dalbo Botão, rígido; tipo Dalbo rompe-forças, móvel; tipo Dalro, móvel; tipo O'ring, móvel. A força verticalmente aplicada foi de 150 N, e o mesmo valor de carga foi aplicado em direções oblíquas de 30°, 45°, 60° em relação ao eixo do pilar. A distribuição de maior tensão ocorreu de maneira similar em todos os pilares na região marginal óssea próximo à fixação quando da aplicação da carga vertical. Já com a aplicação de força oblíqua ocorreu aumento na distribuição das tensões estendendo-se para a região do tecido ósseo compacto adjacente à primeira linha de todas fixações. O pilar tipo rígido, Dalbo Botão, apresentou a maior distribuição de tensão quando comparado com os móveis. O pilar Dalro apresentou a máxima distribuição de tensão no tecido ósseo maxilar entre todos os modelos e até mesmo nas situações de carga inclinada.

Pasciuta, Grossmann e Finger (2005) apresentaram um relato de caso clínico de redução do espaço interoclusal, sendo que para a reabilitação protética foram utilizados pilares de perfil transmucoso baixo combinados com prótese *overdenture* implantorretida por dois implantes. Enquanto o sistema barra-clipe necessita de um espaço interoclusal de 12 a 14 mm, o sistema bola requer um espaço interoclusal aproximado de 5 a 6 mm. Dois implantes dentários (3i Implants

Innovations Inc, Palm Beach Gardens, Fla) com dimensões de 4,0 x 13 mm de conexão interna foram instalados na região de caninos. O sistema de conexão utilizado em função da deficiência de espaço interoclusal foi o Locator (Zest Corp, Escondido, Calif) com 3,17 mm de altura, fixados em ambos os implantes com um torque de 20N, garantido retenção e estabilidade ao aparelho.

Allen et al. (2006) levantaram a hipótese que as *overdentures* mandibulares implantorretidas eram significativamente melhores que as próteses totais convencionais em um ensaio clínico randomizado controlado. Com o objetivo de comparar estas duas opções de tratamento reabilitador recrutaram aleatoriamente 118 pacientes edêntulos, os quais foram divididos em dois grupos: um grupo (n=58) tratado com próteses totais convencionais e outro grupo (n=33) com *overdentures* implantorretidas. Os pacientes responderam um questionário de 49 itens do Perfil de Impacto de Saúde Oral (OHIP) previamente ao tratamento e após três meses, em consulta de revisão pós-tratamento. O mecanismo de conexão foi o sistema bola, o qual foi instalado sobre dois implantes inseridos na região interforaminal. Os resultados foram comparados antes e após o tratamento. As próteses totais convencionais mandibulares apresentaram a maior causa de insatisfação, porém não houve diferença estatisticamente significativa pós-tratamento entre grupos.

Ceruti et al. (2006), através de um estudo-piloto retrospectivo, avaliaram como dois planejamentos de próteses tipo *overdentures* mandibulares implantorretidas podem neutralizar a rotação das dentaduras influenciando diretamente o seu sucesso. A neutralização da liberdade rotacional da prótese foi obtida através de uma estrutura metálica apoiada sobre os pilares protéticos dos implantes. O sistema de retenção utilizado foi o tipo O'ring (Nobel Biocare). O estudo apresentou dois grupos (n=6 por grupo). O grupo controle foi tratado com o planejamento tradicional para esse tipo de prótese, isto é, com o retentor tipo O'ring sem estrutura metálica, e a média de acompanhamento destes pacientes foi de oito anos. O grupo experimental, com estrutura metálica para neutralizar a rotação, não necessitou de nenhum tipo de reembasamento, enquanto o controle apresentou dois reembasamentos. Entretanto, o grupo experimental necessitou de substituição nas peças que envolvem os intermediários. Ambos os planejamentos

protéticos apresentaram mesmo grau de longevidade. Por isso, os autores sugeriram que a ausência de rotação da *overdenture* implantorretida pode permitir uma sobrevida do implante, além de prevenir a reabsorção óssea do rebordo alveolar.

Fitzpatrick (2006) realizou uma revisão sistemática sobre o tratamento de mandíbulas edêntulas. A base de dados Medline e o Google Scholar foram as ferramentas de pesquisa no período de 1995 a 2005. De um total de 244 artigos selecionados pelos critérios de inclusão, 39 foram incluídos na revisão. De acordo com a Conferência Consensual de McGill, em 2002, o tratamento de primeira escolha para mandíbulas edêntulas é uma *overdenture* retida por dois implantes. Entretanto, há outras formas de tratamento como a prótese total convencional ou as próteses fixas implantossuportadas.

Koka e Eckert (2006) discutiram as três terapias freqüentemente indicadas para pacientes edêntulos: prótese total convencional, *overdenture* implantorretida (*overdenture* implantorretida removível, prótese fixa implantossuportada acrílica, prótese fixa implantossuportada metalocerâmica) e próteses implantomucossuportadas. A limitação da força mastigatória, o desconforto, a retenção e a estabilidade deficientes são alguns dos efeitos do edentulismo mandibular. A qualidade de vida e a satisfação dos pacientes são os principais indicadores de melhoria com *overdentures* implantomucossuportadas quando comparadas com próteses totais convencionais. Tanto o sistema barra-clipe, principalmente quando a barra tem secção circular, quanto o sistema o'ring permitem movimentos de rotação ântero-posterior.

Menicucci et al. (2006) realizaram um estudo-piloto metodológico *in vivo* aplicando extensômetros e células de carga com a finalidade de avaliar a diferença da transferência de carga entre dois planejamentos protéticos: permitindo (com espaço) ou neutralizando (com contato) a rotação da prótese. A amostra compreendeu três pacientes que utilizavam *overdenture* implantorretida através de dois pilares tipo o'ring (Nobel Biocare). Duas matrizes de titânio (Nobel Biocare) foram cimentadas dentro da estrutura metálica da *overdenture*, sendo que quando conectadas aos pilares neutralizavam a rotação livre do aparelho. Para avaliar a

carga transmitida à mucosa do lado de balanceio, um sensor de pressão foi instalado na base da *overdenture* na região de segundo pré-molar e primeiro molar. O pilar em que o extensômetro foi instalado do lado de trabalho foi fixado com um torque de 20 N e os pacientes executaram seis ciclos mastigatórios de 10 s cada ciclo com um intervalo de 5 s entre eles. Em seguida, a condição de contato foi substituída por um espaço de 1 mm entre a barra o pilar para permitir a rotação da prótese, e os ciclos mastigatórios foram repetidos. Os autores concluíram que as *overdentures* implantorretidas por retentores que neutralizam a rotação livre e estabelecem uma força oclusal ótima conferem melhor estabilidade para a prótese.

Michelinakis, Barclay e Smith (2006) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a influência da distância interimplantes em função do tipo de encaixe utilizado. Com um estudo-piloto prévio detectou-se após avaliação de 100 mandíbulas que a distância mínima entre caninos seria de 16 mm e a distância máxima intercanina seria de 31 mm. Foram estipuladas três distâncias para este estudo (19, 23 e 29 mm), sendo testados três sistemas encaixes (barra-clipe, bola e magneto). O experimento foi executado em uma máquina de ensaio universal com uma carga variando até 50 N e velocidade de 50 mm/min. O sistema de encaixe bola apresentou-se mais retentivo nas três distâncias estudadas, principalmente na distância de 29 mm; já o sistema magneto teve menor retenção. O sistema barra-clipe apresentou o clipe vermelho mais retentivo que o amarelo, sendo este mais retentivo que o branco.

Simsek et al. (2006) perceberam que observações clínicas não sustentam conhecimentos teóricos. Em virtude dessa situação eles avaliaram os efeitos de três diferentes distâncias entre implantes e a distribuição do estresse ao redor dos implantes sob aplicação de cargas vertical (70 N), oblíqua (60° e 35N) e horizontal (14 N) em região posterior mandibular edêntula, através da análise de elemento finito tridimensional. À distância interimplantar apresentou influência significativa na altura do tecido ósseo ao redor dos implantes sob transmissão de estresse. As três distâncias simuladas entre os dois implantes (ITI Straumann) com dimensões de 4,1 mm x 10 mm foram de 5 mm, 10 mm e 20 mm. O osso cortical marginal a uma distância de 20 mm apresentou aumento das tensões quando submetidos a cargas vertical e horizontal, sendo que a tensão foi maior no modelo de distância de 5 mm

com a aplicação de carga oblíqua. Na distância de 5 mm houve um aumento da compressão no osso cortical sob aplicação de todas as cargas. O osso medular também apresentou altos valores de tensão e compressão com a menor distância interimplantar sob todas as cargas, com exceção da carga vertical e da distância de 10 mm entre os implantes. Portanto, a distância de 10 mm entre implantes otimizaria a condição protética pretendida para próteses parciais fixas.

Trakas et al. (2006) revisaram a literatura de 1988 a 2006 para comparar os diferentes sistemas de pilares de retenção existentes no mercado para reter e suportar próteses tipo *overdentures* em pacientes edêntulos. Os fatores considerados fundamentais para um bom prognóstico e sucesso do tratamento com *overdentures* mandibulares e maxilares foram: taxa de sobrevida dos implantes, perda óssea marginal, complicações no tecido periimplantar e mucoso, propriedades retentivas dos sistemas, distribuição do estresse em função da indicação do planejamento (comprimento, diâmetro, geometria, localização dos implantes, sistema de retenção, confecção da *overdenture*), distância intermaxilar (o espaço requerido para construção da *overdenture*), manutenções e complicações e a satisfação do paciente quanto à estabilidade, retenção, mastigação e fonética.

Van der Bilt, Van Kampen e Cune (2006) realizaram um estudo cruzado randomizado com dezoito pacientes, nos quais foram instalados dois implantes na região de canino para avaliar a influência do tratamento com implantes na mandíbula, com próteses *overdentures* e o tipo de encaixe na mastigação, determinando a atividade muscular e o movimento mandibular durante a mastigação através de eletromiografia. Os autores avaliaram a atividade muscular em três momentos distintos: antes da instalação dos implantes com a dentadura antiga, após o segundo estágio cirúrgico com a prótese nova, sem os encaixes, durante três meses; e três medidas em três períodos de três meses com cada tipo de encaixe (magneto, barra-clipe e bola). Os resultados revelaram que a atividade muscular foi significativamente menor com a prótese nova não suportada por implantes quando comparada com a nova prótese suportada por implantes. Em relação aos três tipos de encaixes, não houve diferença significativa de atividade muscular. Também não foi observada diferença estatística da atividade muscular

entre o uso da prótese antiga sem suporte e a prótese nova com suporte, apesar de diferenças significativas na mastigação. Os autores ressaltaram que as medidas de atividade muscular durante a mastigação não forneceram informação adequada sobre a função mastigatória dos indivíduos.

Visser et al. (2006) realizaram um ensaio clínico, randomizado, prospectivo de 10 anos de acompanhamento, o qual avaliou os resultados do tratamento de pacientes edêntulos tratados com *overdentures* retidas por dois implantes comparando com próteses totais convencionais com ou sem vestibuloplastia. A amostra inicial compreendeu 151 pacientes que apresentavam altura óssea na região sinfisiária entre 8 e 25 mm. Eles foram divididos em cinco grupos: grupo 1 (n=30) – *overdenture* implantorretida e altura óssea entre 8 e 15 mm; grupo 2 (n=30) – prótese total convencional e altura óssea entre 8 e 15 mm; grupo 3 (n=32) – *overdenture* implantorretida com altura óssea entre 16 e 25 mm; grupo 4 (n=30) – prótese total convencional depois de vestibuloplastia com altura óssea entre 16 e 25 mm; grupo 5 (n=29) – prótese total convencional com altura óssea entre 16 e 25 mm. Os implantes utilizados nos tratamentos dos grupos 1 e 3 foram instalados na região interforaminal e todas as próteses *overdentures* utilizaram o sistema de retenção barra-clipe. Os procedimentos cirúrgicos e protéticos desde o primeiro dia até 10 anos depois da primeira sessão foram registrados de acordo com um protocolo padronizado. Os cuidados pré e pós-tratamento cirúrgico e protético envolveram cinco períodos: período pré-tratamento, período cirúrgico (grupos 1, 3 e 4), período protético, período cirúrgico pós-tratamento e período protético pós-tratamento. Ao final do estudo, havia 133 pacientes, com a migração de 10 e 11 pacientes dos grupos 2 e 5, respectivamente, para grupos de próteses *overdentures* implantorretidas. A migração no grupo 4 foi de apenas 4 pacientes em 25. Outro resultado foi o cuidado pós-tratamento que envolveu mais os grupos não submetidos previamente à instalação de implantes, devido à migração intergrupos após o primeiro ano de acompanhamento. Além disso, foram perdidos implantes nos pacientes do grupo com maior disponibilidade óssea (grupo 3). Já nos cuidados pós-tratamento protético as reabilitações tipo *overdentures* necessitaram mais cuidados que os grupos de próteses totais convencionais. Os autores concluíram que as próteses *overdentures* mandibulares necessitam mais cuidados durante e após o tratamento quando comparados com as próteses totais

convencionais, no entanto, elas apresentam um alto grau de satisfação entre os pacientes, apesar do maior custo.

Çekiç, Akça e Çehreli (2007) investigaram o tipo de conexão utilizada em *overdentures* implantomucossuportadas em função das persistentes controvérsias quanto aos diferentes tipos disponíveis e suas indicações. Através de um estudo laboratorial *in vitro* eles compararam os efeitos de três tipos de conexões e a magnitude das tensões ao redor dos implantes instalados na região correspondente ao canino/incisivo lateral suportando *overdentures* mandibulares. Com a extensometria, foram avaliados sob aplicação de cargas estáticas de 20, 40 e 60 N verticais e oblíquas (20°), unilaterais, os sistemas de conexão bola, barra-clipe e barra-clipe com cantilever de 8 mm bilateralmente. Os extensômetros foram instalados à distal em relação aos implantes e sobre a porção anatômica correspondente ao rebordo alveolar. A aplicação da carga ocorreu na região correspondente ao segundo pré-molar inferior direito e esquerdo. A resina acrílica ao redor do sistema bola registrou a maior tensão sobre as condições de carregamento tanto vertical quanto oblíquo, porém, contralateralmente apresentou a menor distribuição de tensão. A distribuição das tensões na resina acrílica tanto no sistema barra-clipe, quanto no sistema barra-clipe com extensão cantilever distal de 8 mm apresentaram padrão similar de tensões para implantes esplintados.

Celik e Uludag (2007) realizaram um estudo laboratorial com a instalação de três implantes, na região interforaminal, combinando sistemas de encaixe e próteses *overdentures*. Eles avaliaram através de análise fotoelástica dois modelos, um modelo com os implantes retos e paralelos e um segundo modelo com um implante na linha média reto e os outros dois implantes com inclinação de 20 graus para distal. O propósito do trabalho foi comparar as características da carga transferida por quatro diferentes sistemas de retenção de *overdentures*: O'ring (Swissplus; Zimmer Dental), Locator (Attachments Intl Inc, San Mateo, Calif), barra-clipe (Bredent, Senden, Germany) e barra-clipe associado com dois sistemas O'ring nas extremidades da barra (Bredent, Senden, Germany). Os dois implantes laterais foram instalados nas regiões correspondentes aos caninos, perfazendo uma distância interimplantar de 11 mm. Uma força vertical de 135 N foi aplicada sobre a fossa central do primeiro molar direito. Os resultados mostraram que,

dentre todos os oito modelos testados, o sistema combinado barra-clipe/o'ring apresentou o menor estresse transferido para os implantes, e os modelos ferulizados apresentaram menor estresse quando comparados com os modelos individualizados. O nível de estresse no modelo com implantes retos e paralelos e no modelo com implantes inclinados foi considerado moderado. Já o sistema O'ring com implantes inclinados apresentou a menor transferência de estresse quando comparado com outros modelos inclinados e sistemas de retenção.

Daas et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do mecanismo de retenção de pilares tipo bola (Nobel Biocare®), porção correspondente ao macho, e *attachment* (Dalbo Plus®), porção correspondente à cápsula (a fêmea), em próteses *overdentures* implanto-retidas durante um processo de simulação de mastigação utilizando o método de elemento finito. A imagem da mandíbula edêntula foi obtida através de tomografia computadorizada, os implantes foram instalados nas regiões de caninos e três alimentos foram simulados com dois sistemas de *attachments* Dalbo Plus®, um resiliente e outro rígido. Foram simuladas três posições de mastigação: região de molar, de canino e de incisivos, com as respectivas forças de 100 N, 55 N e 40 N. O sistema de encaixe resiliente aumentou a área de contato da mucosa com a prótese aumentando a força da mastigação transmitida para a mucosa, porém diminuiu o estresse no tecido ósseo ao redor do implante.

Rustemeyer e Bremerich (2007) relataram um crescimento maior de 100% de implantes instalados no período de 1999 a 2002 na Europa e Estados Unidos da América. O objetivo do estudo foi esclarecer as expectativas, melhorar o conhecimento e avaliar o estado de informação dos pacientes antes da consulta profissional com respeito aos implantes dentários. A amostra foi constituída por 315 pacientes, de ambos os gêneros, com idade média de 55 anos. Eles foram avaliados através de um questionário padronizado de 25 questões de múltipla escolha e sete questões especiais sobre implantes com a intenção de verificar percepções quanto à higiene oral, durabilidade e custos de *overdentures* implantossuportadas e a influência da mídia na pessoa leiga quanto a estas percepções. Os resultados mostraram que 54% dos entrevistados consideravam o

resultado estético muito importante, e 79% dos entrevistados consideravam o resultado funcional muito importante.

Rutkunas, Mizutani e Takahashi (2007) avaliaram, através de um ensaio laboratorial, a retenção de nove tipos de encaixes (cinco encaixes tipo magneto e quatro encaixes tipo macho/fêmea) durante deslocamentos axiais e paraxiais (rotacional) e compararam as propriedades de retenção antes e depois da simulação em tratamento reabilitador com *overdenture* mandibular. Para mensurar o deslocamento de retenção axial foi utilizado um modelo com um implante e duas variáveis foram registradas: a força máxima de retenção (N) e a variação de deslocamento (mm). Para medir a retenção de deslocamento nos movimentos rotacionais foi construído um modelo em resina com dois implantes instalados na região de caninos com uma distância interimplantar de 26 mm. Foram investigados três movimentos rotacionais: anterior, lateral e posterior. Os encaixes tipo magneto apresentaram menor variação de retenção (0,2 – 0,3 mm) quando comparados com os encaixes tipo macho/fêmea (0,5 – 1,1 mm) durante os testes de deslocamento axial; já a força de retenção entre ambos os encaixes foi semelhante. No entanto, para o movimento de deslocamento posterior, a retenção dos magnetos diminuiu, e os encaixes tipo macho/fêmea apresentaram um decréscimo constante na retenção.

Tanino et al. (2007) investigaram o efeito da tensão e da fratura de encaixes em conexões de próteses *overdentures* maxilares e implantes usando o método de elemento finito tridimensional. Foram construídos dois modelos, um com dois implantes instalados na região correspondente aos caninos de ambos os lados, e um outro modelo com quatro implantes localizados nas regiões de caninos e pré-molares de ambos os lados. Cargas axiais de 100 N foram aplicadas sobre a superfície oclusal do primeiro molar. A tensão-fadiga foi promovida ao redor de cada encaixe variando o módulo de elasticidade de 1 para 3.000 MPa e a espessura do material de 1 para 3 mm. As análises foram realizadas através de um programa de método de elemento finito (Cosmos/M versão 2.7). Em todos os modelos a tensão máxima na interface osso-implante ocorreu nos implantes localizados na posição de caninos e no osso periimplantar no local da carga. Com o aumento do módulo de elasticidade dos materiais que sofreram tensão/fratura, a

tensão aumentou na interface osso-implante e diminuiu na superfície do osso cortical. Além disso, a tensão na interface osso-implante com 3 mm de espessura foi inferior ao material com 1 mm de espessura. Portanto, isto indicaria que se alterando o módulo de elasticidade e a espessura dos materiais poderia ser alterada a tensão gerada na interface osso-implante.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, através de análise por elementos finitos, o comportamento biomecânico de uma técnica alternativa de distribuição de implantes em *overdentures* e dois sistemas de *attachment*: Locator® (3i – Implant Innovation) e Dal-Ro® (3i – Implant Innovation). Foram estudadas as tensões geradas em modelos tridimensionais variando-se a distribuição ântero-posterior dos implantes osseointegrados em uma mandíbula edêntula e o sistema de *attachment*.

METODOLOGIA

4. METODOLOGIA

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão Científica e de Ética da FO-PUCRS sob nº 033/07 e registrado no SISNEP sob nº 1277/07 – CEP 29/10/07 (ANEXOS A e B).

Este trabalho caracterizou-se como uma análise qualitativa de estudo descritivo comparativo. Através de modelos matemáticos tridimensionais foi analisada a distribuição de tensões em quatro modelos de *overdenture* mandibular implantomucossuportada aplicando-se o Método de Elementos Finitos (MEF).

Variáveis Estudadas

As variáveis independentes estudadas foram:

1. Distribuição ântero-posterior dos implantes:
 - instalação de implantes dentários nas regiões correspondentes aos dentes 33/43, posições D e B (MISCH, 2000) – Modelo Padrão;
 - instalação de implantes dentários nas regiões correspondentes aos dentes 34/44, posições E e A (MISCH, 2000) – Modelo Alternativo;
2. Tipo de *attachment*: Locator® e Dal-Ro®.

4.1 Materiais

Os materiais utilizados foram: 01 (um) implante cilíndrico 4,1 x 11.5 (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA); 01 (um) *attachment* tipo Dal-Ro de 4 mm (3i Implant innovations, Palm Beach, Flórida, EUA); 01 (um) *attachment* tipo Locator de 4 mm (3i Implant innovations, Palm Beach, Flórida, EUA); 01 (uma) mandíbula seca edêntula, pertencente ao acervo da disciplina de Radiologia da FO-PUCRS; 01 (uma) prótese total mandibular; 01 (uma) placa de resiliante de

silicone de 3 mm de espessura. Nas **Figuras 1, 2, 3 e 4** estão dispostos os materiais utilizados na modelagem.



Figura 1: Mandíbula Seca.

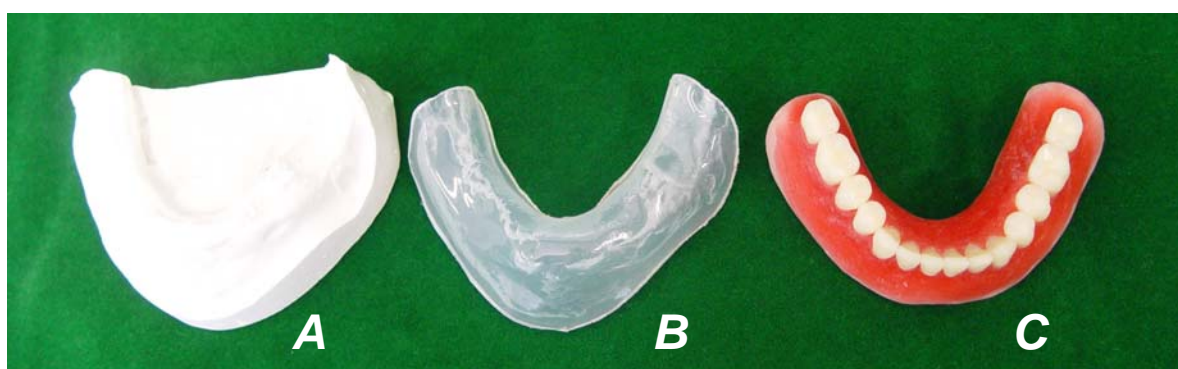


Figura 2: A - Modelo de gesso; B – Placa de silicone representando a mucosa alveolar (3mm); C - Enceramento de prótese total.

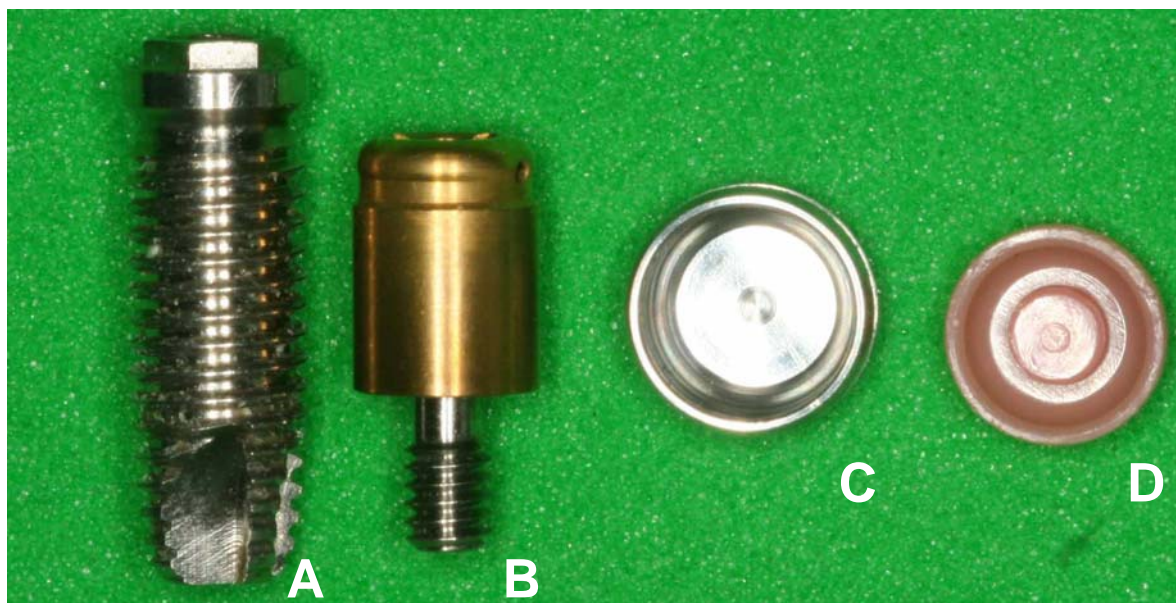


Figura 3: A – Implante cilíndrico; B – *Attachment Locator*® de 4mm de altura (macho); C – Cápsula do *Attachment Locator*® (fêmea); D – PTFE.

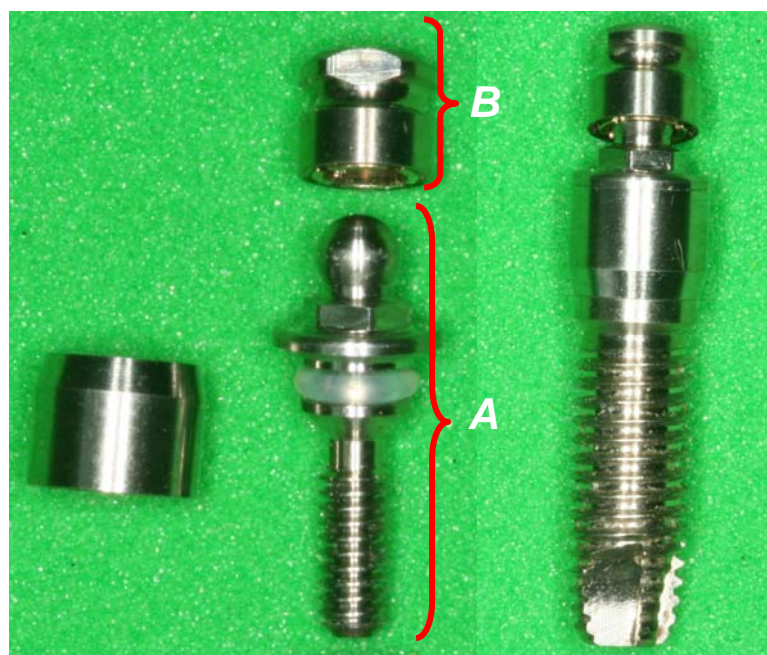


Figura 4: *Attachment Dal Ro*® de 4mm de altura – Macho (A); Fêmea (B).

Confecção da Prótese Total Inferior

O procedimento de confecção da prótese total inferior iniciou-se a partir da moldagem com material elastomérico, tipo silicona de adição (Express - 3M, Saint-Paul, Minnessota, EUA), de uma mandíbula seca, pertencente ao acervo da disciplina de Radiologia da FO-PUCRS. Após encaixotamento, o molde foi preenchido com gesso pedra tipo II (Mossoró) e o modelo revelado e, posteriormente, recortado (**Figura 5**). Com a finalidade de reproduzir e simular a mucosa sobre o rebordo residual uma placa de silicone resiliente de 3 mm de espessura (MENICUCCI et al., 1998) foi plastificada sobre o rebordo mandibular com o auxílio de um termo-plastificador a vácuo (Plastivac P7 – Bioart®, São Carlos, São Paulo, Brasil). A placa de silicone resiliente foi removida do modelo de gesso e recortada manualmente com o auxílio de uma tesoura, e então, assentada sobre o modelo de gesso. Na seqüência, as etapas laboratoriais convencionais foram realizadas. A prótese foi processada com dentes de resina acrílica (Biotone - Dentisply®, Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil) e resina acrílica termopolimerizável (Clássico – Jet, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) (**Figura 6**).



Figura 5: Modelo de gesso adquirido a partir de moldagem da mandíbula seca.



Figura 6: Prótese total convencional confeccionada sobre o modelo de gesso e placa de silicone resiliente.

Modelos de *Overdenture* Mandibular Implantomucossuportada

Quatro modelos de *overdenture* mandibular implantomucossuportada, retidas por dois implantes não-esplintados, foram estudados: dois modelos com distribuição padrão de implantes e dois modelos com distribuição alternativa de implantes.

Modelo Padrão

Este modelo de distribuição padrão de implantes, amplamente difundido e preconizado pela literatura, consta da instalação de dois implantes cilíndricos 4,1 x 11,5 mm (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), hexágono externo, na região de caninos inferiores (33 / 43), respectivamente nas posições D e B (MISCH, 2000), perfazendo uma distância intercanina média mínima de 16 mm de acordo com Michelinakis, Barclay e Smith (2006) (**figura 7**); dois *attachments* tipo Locator®, de 4 mm de altura (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), instalados com um torque de 20 N, preconizado pelo fabricante e Pasciuta et al.

(2005), sobre os respectivos implantes. Sobre o *attachment* foi conectada, através da fêmea do *attachment* Locator®, uma prótese total convencional. A retenção ocorreu a partir de um dispositivo de PTFE na cor rosa (que confere retenção média) acoplado internamente a fêmea inserida na base da dentadura, garantindo a conexão macho/fêmea e, conseqüentemente, a retenção e a estabilidade do aparelho. Na simulação, foi aplicada a técnica indireta de inserção da cápsula (fêmea) na base da dentadura.

O outro modelo padrão apresentava as mesmas características do modelo padrão anterior, porém o *attachment* utilizado foi o tipo Dal Ro®, de 4 mm de altura (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), não articulado, e sua retenção foi conferida ativando, através de uma chave especial para este tipo de *attachment*, a fêmea instalada pela técnica indireta na base da dentadura. A fixação dos *attachments* aos respectivos implantes foi equivalente a 20 N, de acordo com as recomendações do fabricante e de Pasciuta et al. (2005).

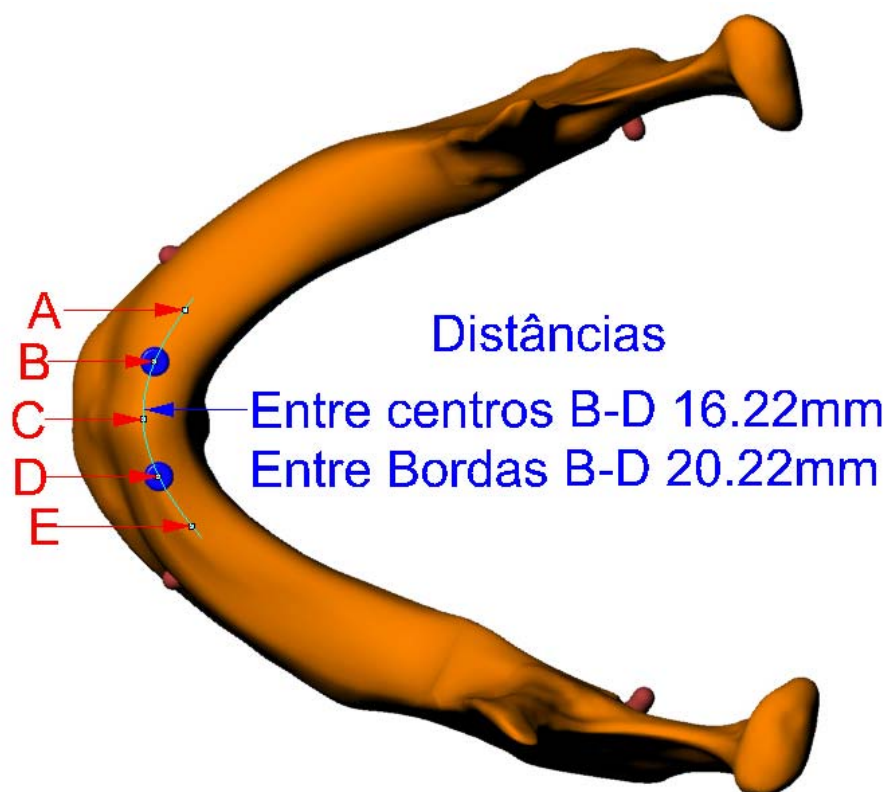


Figura 7: Esquema representando a instalação de implantes nas posições B e D e suas distâncias representando o Modelo Padrão.

Modelo Alternativo

Este modelo consta da instalação de dois implantes cilíndricos 4,1 x 11,5 mm (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), hexágono externo, na região de pré-molares inferiores (34 / 44) imediatamente anteriores ao forame mentoniano, respectivamente nas posições E e A, conforme Misch (2000) (Figura 8); dois *attachments* tipo Locator®, de 4 mm de altura (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), instalados com um torque de 20 N, preconizado pelo fabricante e Pasciuta et al (2005), sobre os respectivos implantes. Sobre os pilares foi conectada, através da fêmea do *attachment* Locator®, uma prótese total convencional. A retenção ocorreu a partir de um dispositivo de PTFE na cor rosa (que confere retenção média) acoplado internamente à fêmea inserida na base da dentadura, garantindo dessa forma a conexão macho/fêmea. Na simulação, a técnica indireta de inserção da cápsula (fêmea) na base da dentadura foi aplicada.

No outro modelo alternativo, o *attachment* utilizado foi o tipo Dal Ro®, de 4 mm de altura (3i Implant Innovations, Palm Beach, Flórida, EUA), não-articulado, e sua retenção foi conferida ativando a fêmea instalada pela técnica indireta na base da dentadura. A fixação dos *attachments* aos respectivos implantes foi equivalente a 20 N, de acordo com as recomendações do fabricante e de Pasciuta et al. 2005.

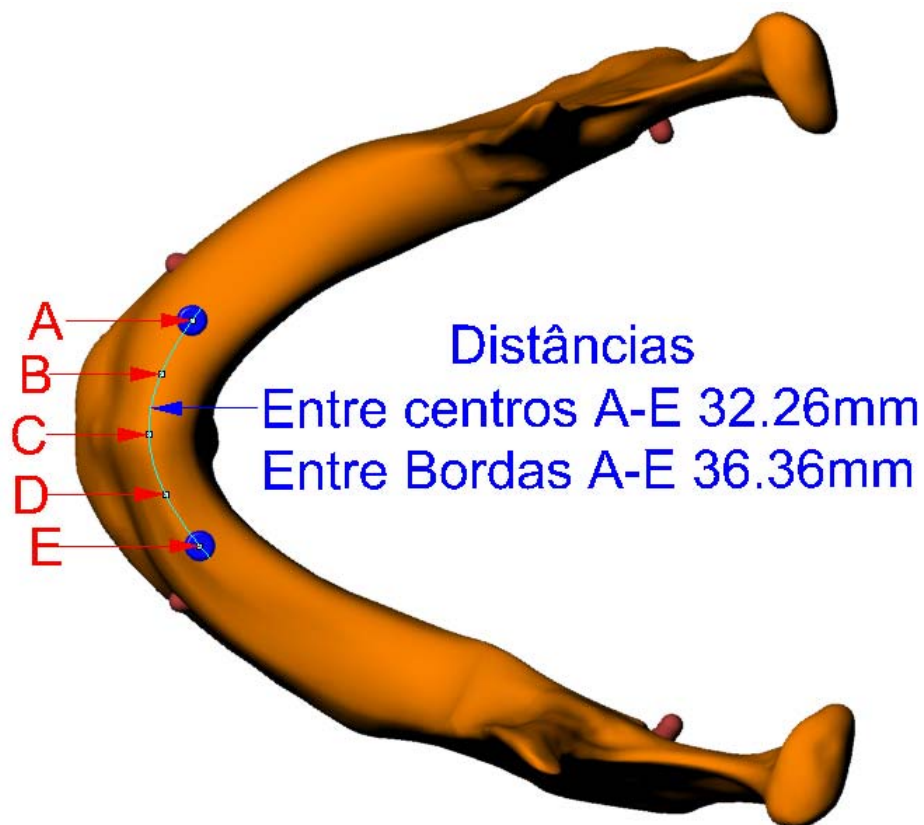


Figura 8: Esquema representando a instalação de implantes nas posições A e E e suas distâncias representando o Modelo Alternativo.

4.2 Método

Obtenção dos Modelos Geométricos Contínuos

Modelo Externo da Mandíbula, Modelo da Prótese Total, Modelo do Silicone Resiliente

A forma externa tridimensional da mandíbula, da prótese total e da placa resiliente, foi obtida através da digitalização a laser (Digimil 3D, Tecnodrill®, Novo Hamburgo, Rio Grande do Sul, Brasil) em três planos (**Figura 9**). Um arquivo com extensão “.txt ” foi gerado com as coordenadas x, y, z de cada ponto digitalizado

(Figura 10). A face de cada peça é digitalizada com uma precisão de 0,01mm entre cada ponto aplicado do laser, gerando uma nuvem de pontos com 0,01mm entre cada ponto **(Figura 11)**. Estas imagens referente as nuvens de pontos foram exportadas para o software Geomagic Studio 7® v. 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, Carolina do Norte, EUA), o qual identifica as várias faces digitalizadas e realiza a primeira montagem do modelo tridimensional **(Figura 12)**.



Figura 9: Digitalizadora a Laser - (Digimil 3D, Tecnodrill®).

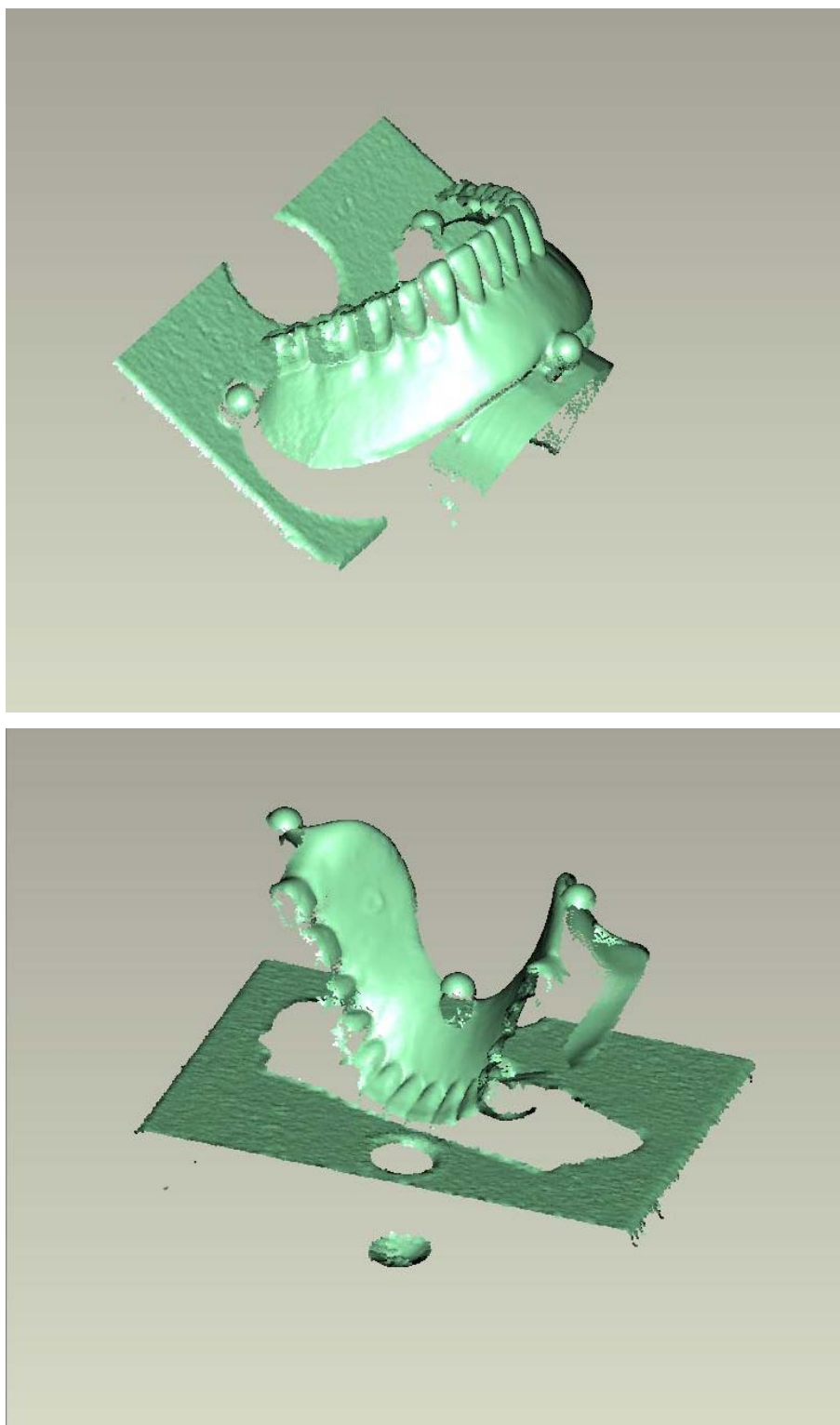


Figura 10: Digitalização nos três planos X, Y, Z ; arquivos com extensão “.txt”.

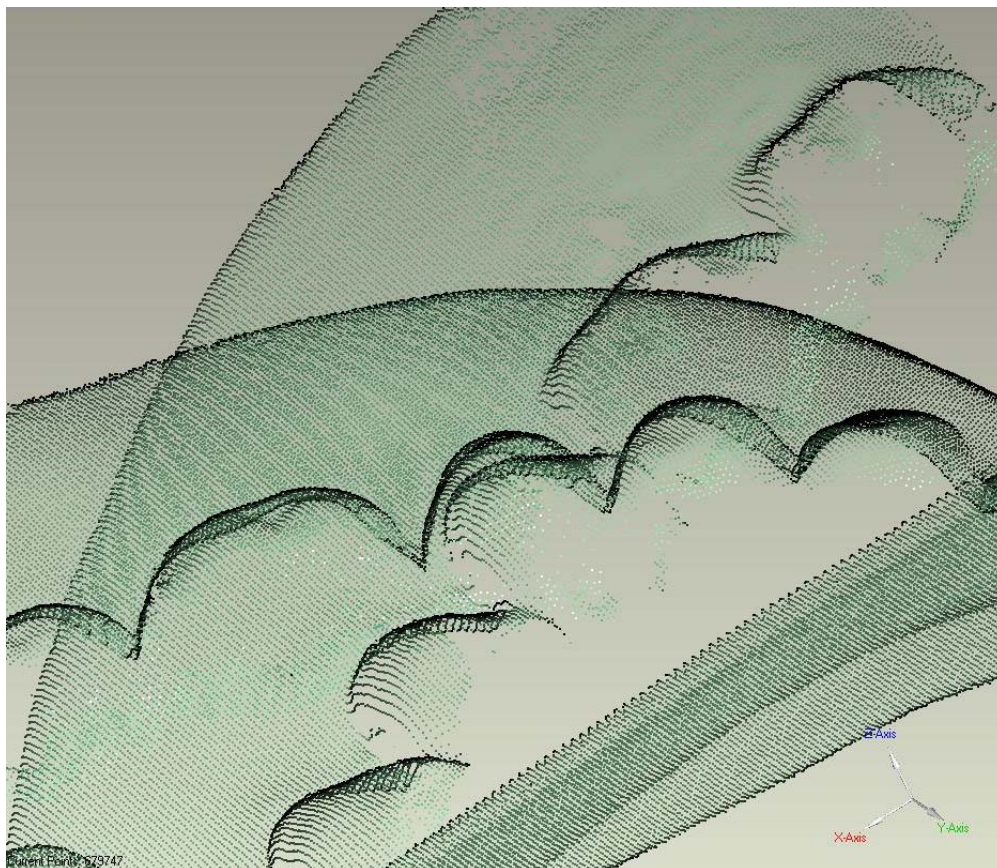


Figura 11: Nuvem de pontos obtidas da digitalização de cada face no momento da sobreposição das faces.

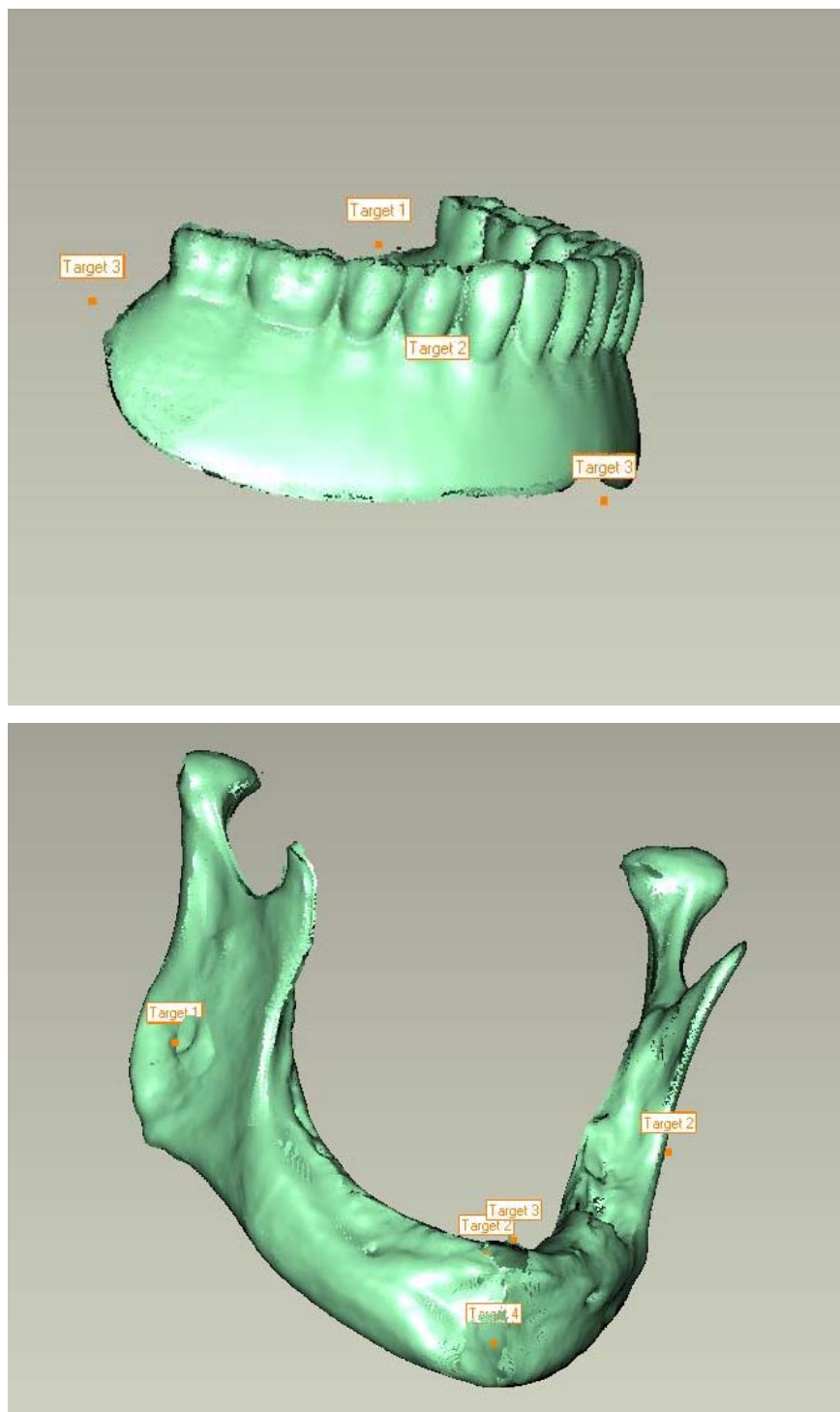


Figura 12: Primeira montagem do modelo tridimensional.

Após a montagem o software executou uma limpeza inicial eliminando os resíduos gerados e pontos repetidos. Através das ferramentas do programa foi realizado uma segunda e definitiva limpeza e um tratamento da nuvem de pontos, gerando um novo formato de arquivo com extensão “.stl”, que é um modelo

formado por triângulos, o qual viabiliza o fechamento de possíveis orifícios e corrige as imperfeições (**Figura 13**).

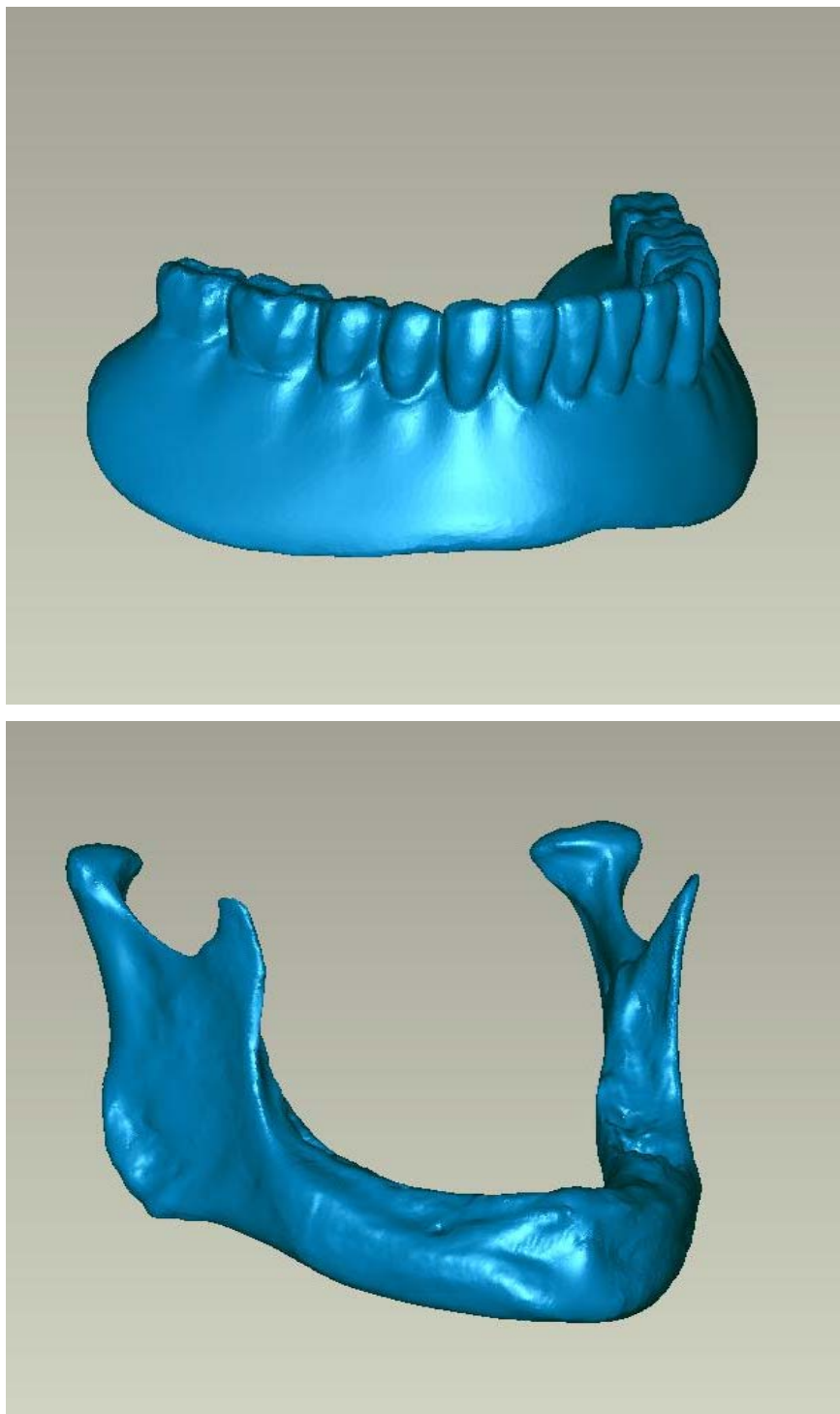


Figura 13: Imagem obtidas a partir da segunda limpeza, arquivos com extensão “.stl”.

Neste momento, somente a forma externa dos materiais utilizados estava disponível. Com o modelo de extensão “.stl” tratado o Geomagic Studio 7® realiza o cálculo e gera uma malha de superfície em um novo formato de arquivo com extensão “.igs” que pode ser editada (**Figura 14**).

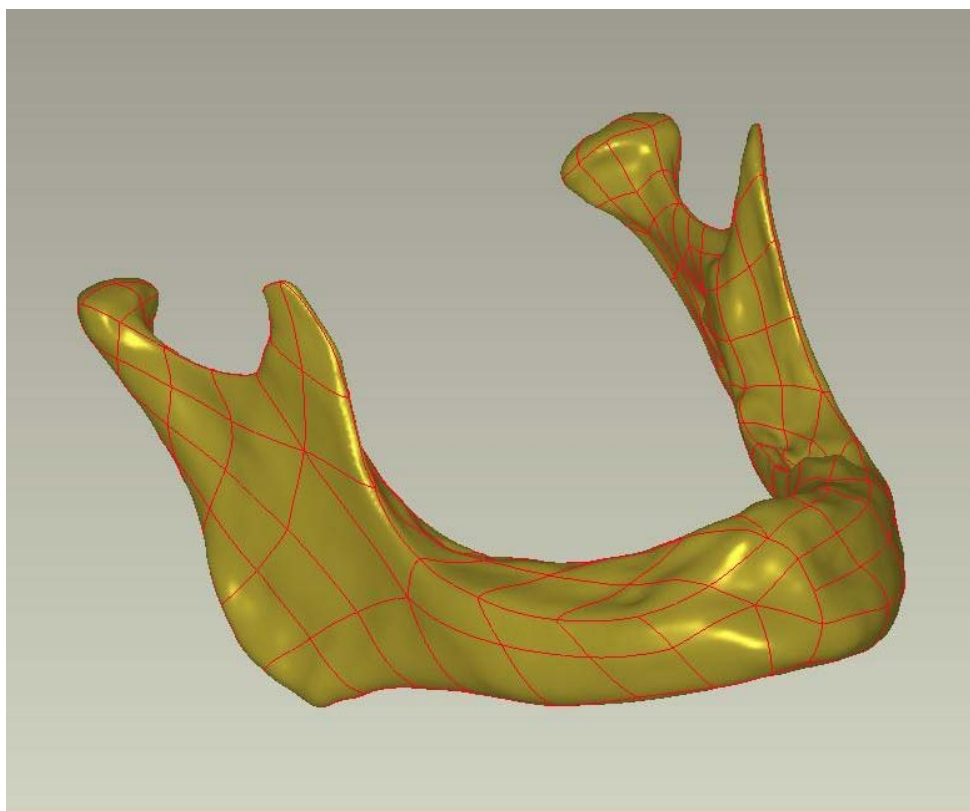


Figura 14: Malha da superfície, arquivo com extensão “.igs”.

Esta imagem com esta extensão foi exportada para o programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNell & Associates Inc., Seattle, EUA). obtendo-se um modelo contínuo para cada uma das estruturas (prótese total, placa resiliente, mandíbula) (**Figura 15**). Esse software atua sobre superfícies orgânicas de modelagem tipo NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*), as quais possibilitam trabalhar com malhas (*mesh*) integrando com outros softwares, como o SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA).

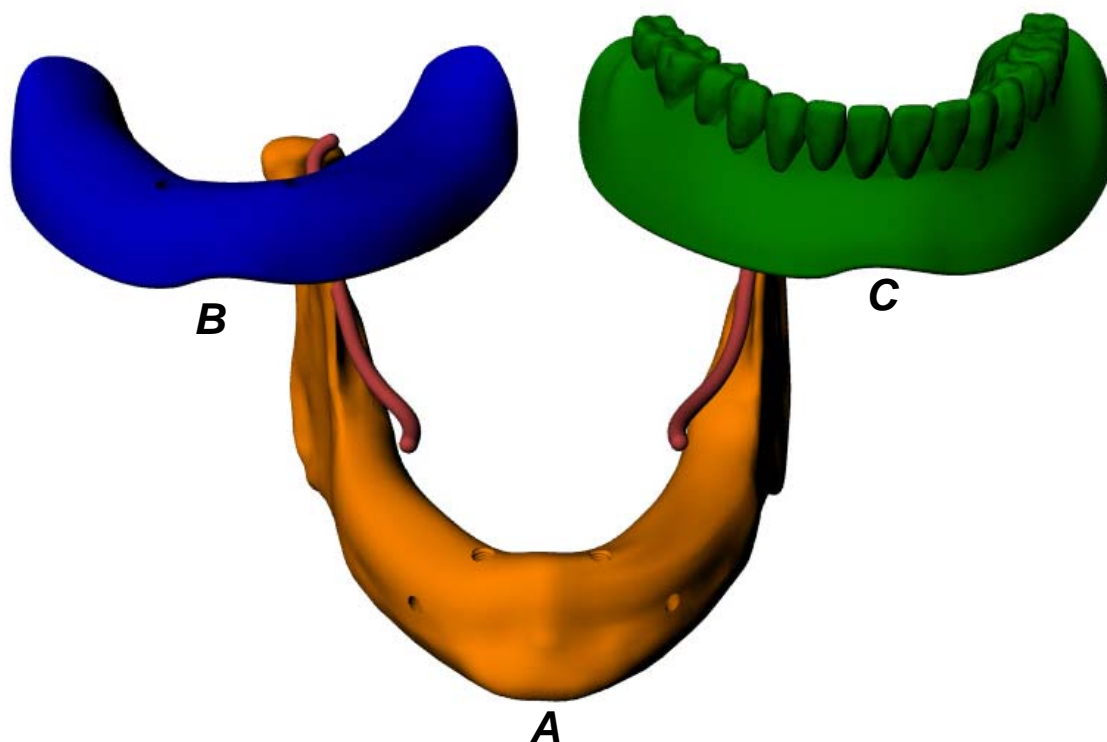


Figura 15: Imagem com extensão “.igs”. A – Mandíbula; B – Placa resiliente; C – Prótese Total

Modelo Interno da Mandíbula

Foi obtida uma tomografia computadorizada helicoidal da mandíbula seca com o aparelho Tomógrafo Helicoidal Hispeed CTI System GE série 6.4 (GE Healthcare, Waukesha, EUA), no Serviço de Radiologia Clinimagem da cidade de Criciúma, SC (**Figura 16**). A tomografia gerou 70 cortes transversais verticais de 1mm de espessura, com intervalo de 1mm entre os cortes para reconstrução que foram transportados para o programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA). A imagem tridimensional da tomografia foi sobreposta sobre a modelagem externa da mandíbula, e com o auxílio de ferramentas do programa foram traçados cortes transversais verticais para a obtenção da espessura do tecido ósseo compacto e tecido ósseo medular. Esses cortes foram

comparados visualmente com os cortes transversais da imagem tomográfica e dessa forma foi realizada a modelagem interna da mandíbula e do canal do nervo alveolar inferior.

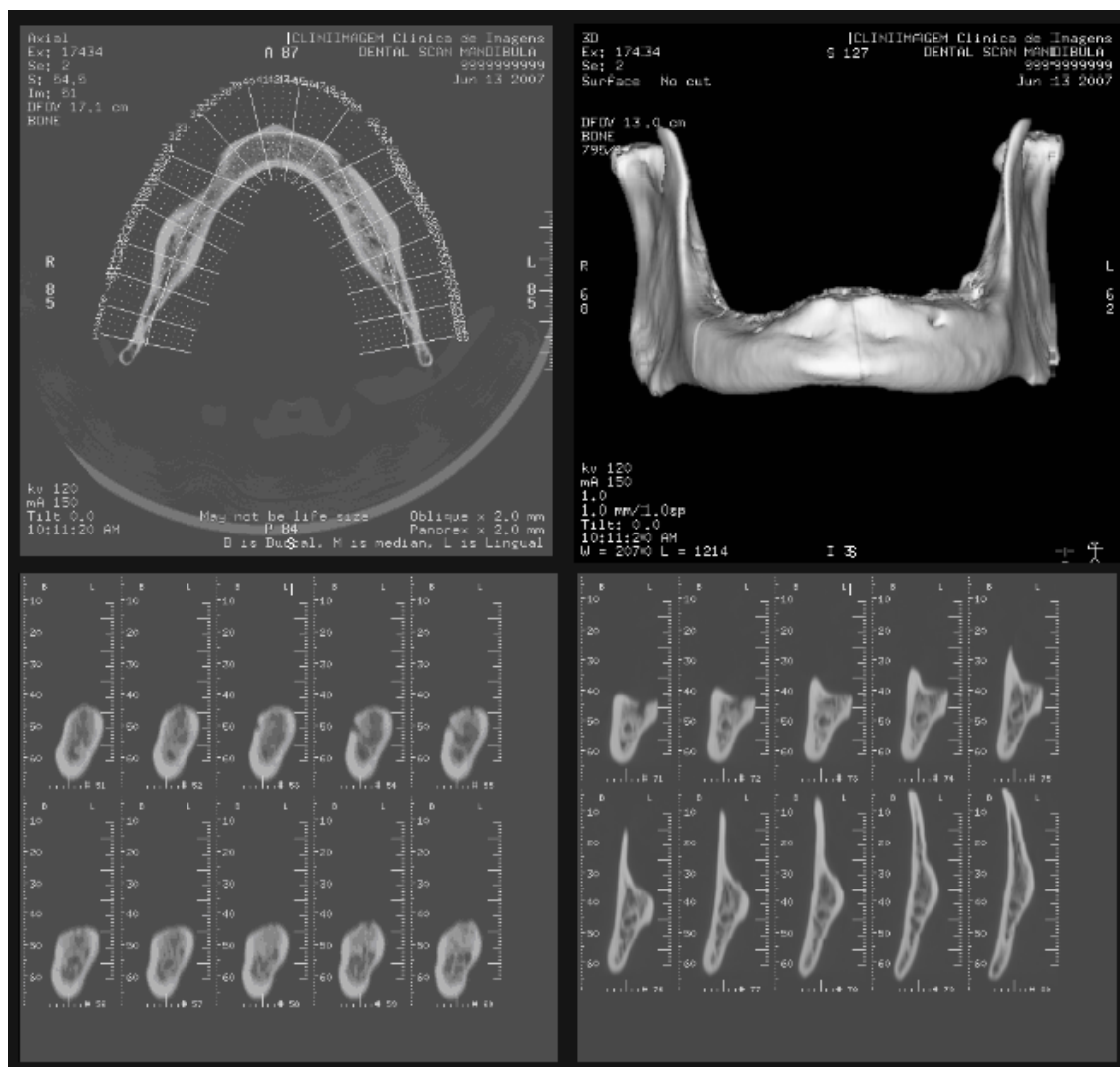


Figura 16: Imagem Tomográfica

Modelo do Implante e dos Attachments Locator® e Dal Ro®

A forma tridimensional do implante e dos *attachments* Locator® e Dal Ro® foi obtida através de modelamento manual registrando suas dimensões físicas tais como comprimento, diâmetro, passo de rosca com o auxílio de uma lupa e um

paquímetro digital (Mitutoyo®). Essas dimensões foram inseridas no programa Rhinoceros 3D® versão 3.0 (McNeel & Associates, Seattle, EUA) gerando superfícies, as quais foram exportadas para o programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) com a finalidade de obter os sólidos (**Figura 17**).

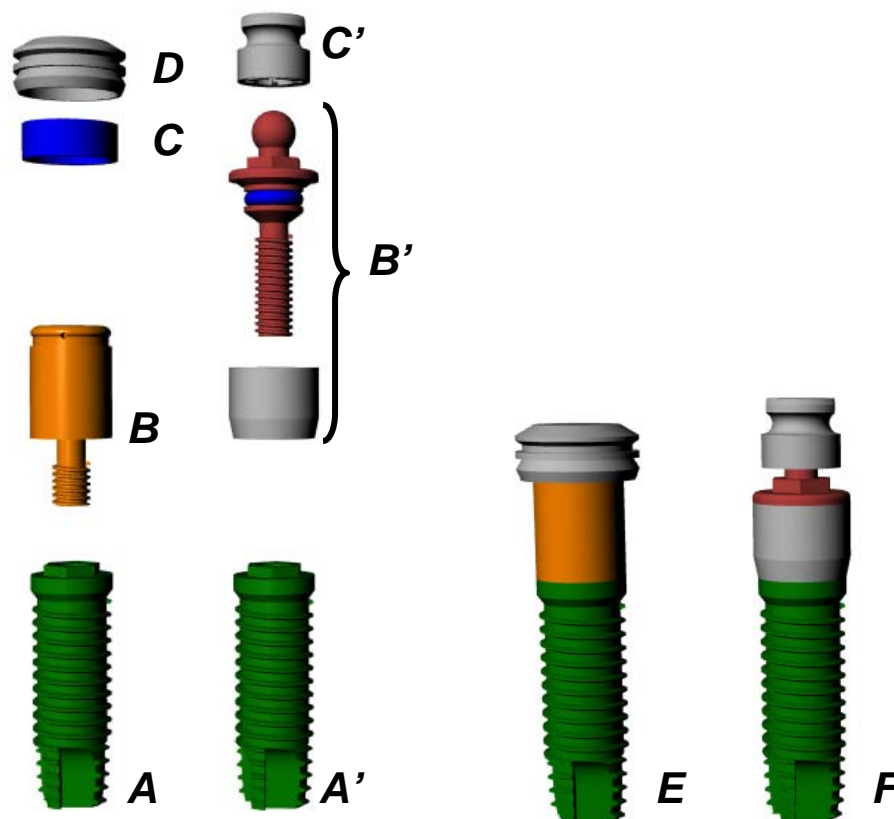


Figura 17: A – Implante Cilíndrico; B – *Attachment Locator*® (macho); C – PTFE; D – Cápsula do *Attachment Locator*® (fêmea); A' – Implante Cilíndrico; B' – *Attachment Dal Ro*® (macho); C' – *Attachment Dal Ro*® (fêmea); E – Modelo montado do implante cilíndrico e *attachment Locator*®; F – Modelo montado do implante cilíndrico e *attachment Dal Ro*®

Montagem dos Modelos Geométricos Contínuos

O modelo geométrico do silicone resiliente, representando a mucosa, foi montado sobre o modelo da mandíbula. Um modelo de sólidos representando os implantes cilíndricos de hexágono externo foram instalados nas posições B e D

(Modelo Padrão), perfazendo uma distância de centro a centro dos implantes de 16,22 mm. O outro modelo de sólidos representando os implantes cilíndricos hexágono externo foram instalados nas posições A e E (Modelo Alternativo), perfazendo uma distância interimplantar de 32,26mm (**Figura 18**). Os *attachments* (macho), Locator® e Dal Ro®, foram instalados sobre os implantes e a parte responsável pela conexão (fêmea) fixada a prótese total, sendo que esse conjunto foi conectado aos *attachments* (macho) sendo estabelecido o contato perfeito entre os sólidos (**Figuras 19 e 20**).

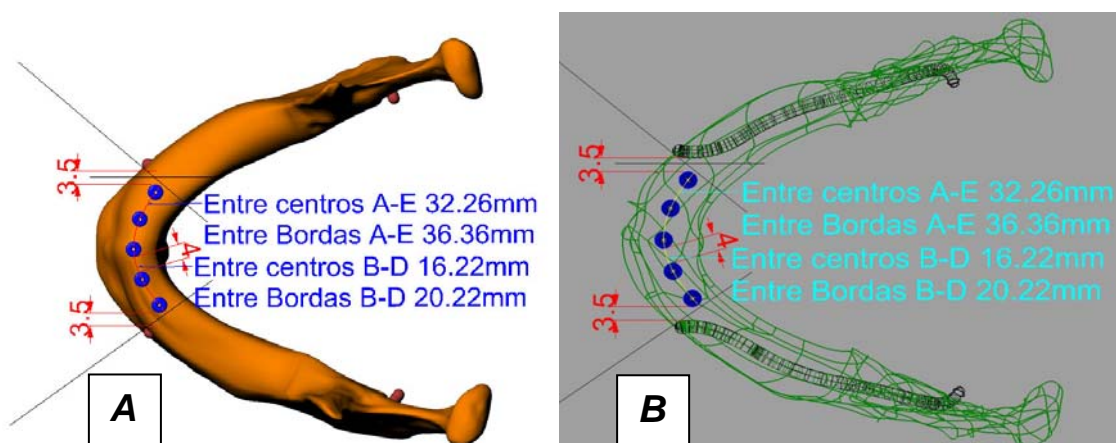


Figura 18: A - Modelo esquemático representando as cinco posições viáveis para instalação de implantes. B - Modelo esquemático vazado para visualizar relação com o nervo alveolar inferior.

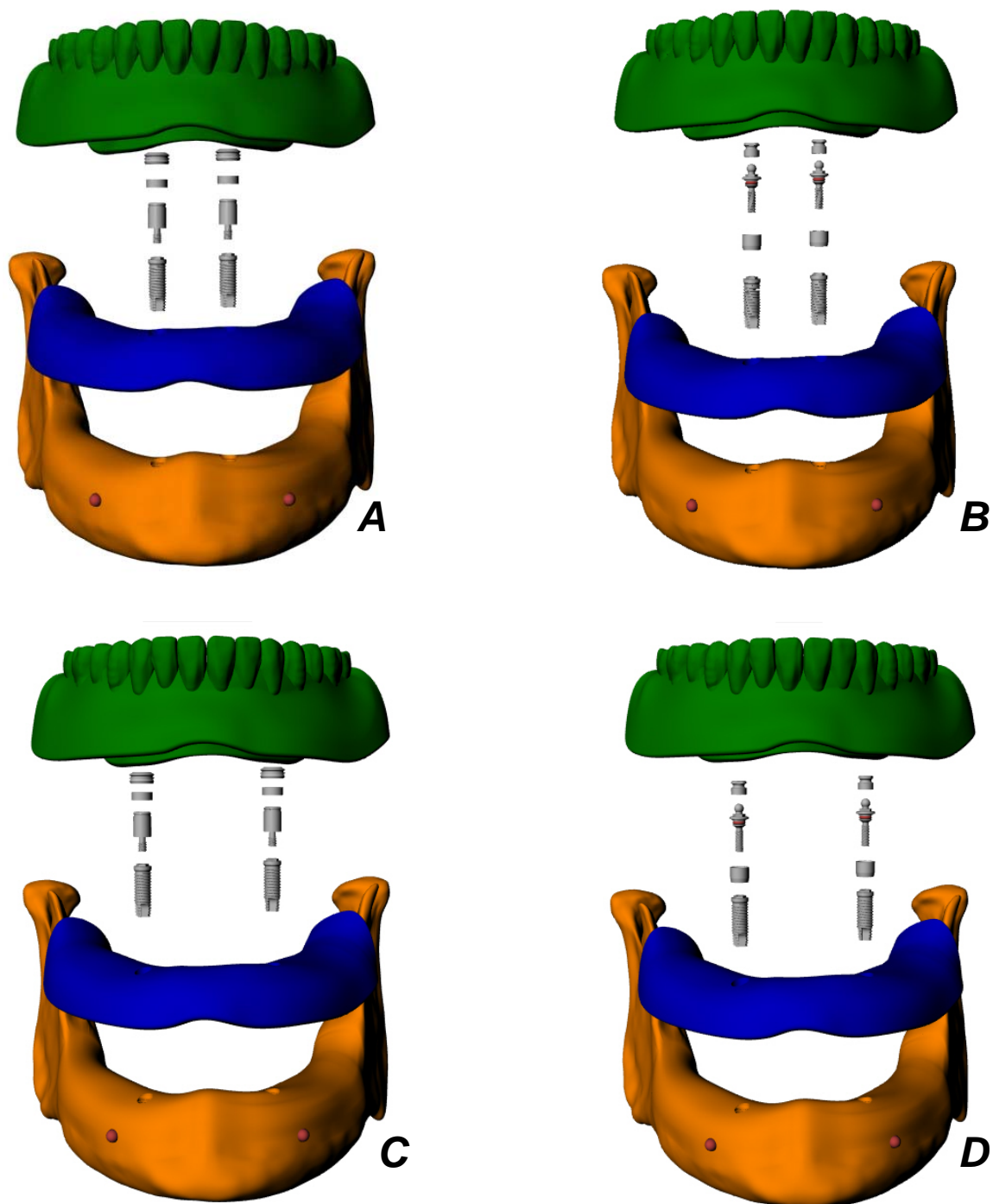


Figura 19: Montagem dos Modelos Geométricos Contínuos. A – Modelo Padrão (B e D) com *Attachments Locator®*; B – Modelo Padrão (B e D) com *Attachments Dal Ro®*; C – Modelo Alternativo (A e E) com *Attachments Locator®*; D – Modelo Alternativo (A e E) com *Attachments Dal Ro®*.

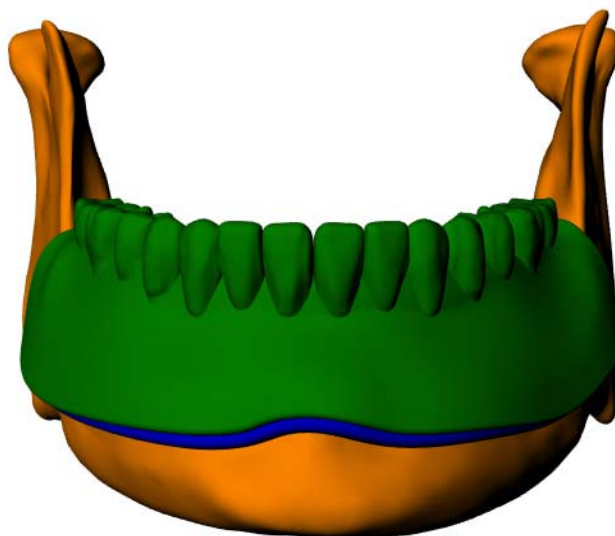


Figura 20: Modelo Geométrico Contínuo Montado

Obtenção dos Modelos de Elementos Finitos

Os modelos de elementos finitos foram construídos importando-se os modelos geométricos contínuos do programa SolidWorks® 2006 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, EUA) para o programa ANSYS versão 10.0 (Ansys Inc., Houston, Texas, EUA) utilizando a extensão “.igs”. Na seqüência, as propriedades mecânicas dos materiais estudados, obtidas da literatura (Tabela 1) foram inseridas para gerar a malha dos modelos utilizados na simulação. Para finalidades de simplificação, os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Tabela 1: Propriedades Mecânicas dos Materiais Utilizados

Modelo Geométrico	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
<i>Tecido Ósseo Cortical</i>	13.700	0,35
<i>Tecido Ósseo Medular</i>	1.370	0,3
<i>Mucosa Alveolar</i>	1	0,37
<i>Nervo Alveolar Inferior</i>	0,1	0,3
<i>Overdenture</i>	4.500	0,35
<i>Implante Cilíndrico (3I)</i>	135.000	0,3
<i>Attachment Locator® (3I)</i>	114.000	0,3
<i>PTFE</i>	19.000	0,3
<i>Attachment Dal Ro® (3I)</i>	114.000	0,3
<i>Anel de Borracha</i>	12	0,3
<i>Dal Ro® (3I)</i>		

Fonte: DAAS et al. (2007)

A relação de contato na interface implante, tecido ósseo cortical e tecido ósseo medular foi considerada mecanicamente perfeita, isto é, os implantes foram considerados totalmente osseointegrados (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1996; SIMSEK et al., 2006; DAAS et al., 2007). Em relação ao contato entre os modelos, adotou-se uma situação de contato perfeito entre os modelos representativos de todos elementos envolvidos na simulação, não permitindo qualquer deslocamento entre, no mínimo, duas superfícies em contato, o que na verdade não ocorre clinicamente.

A fixação da mandíbula possui simplificações em relação ao modelo mais fiel, pois foram ignorados as ações musculares e o contato entre as estruturas da mandíbula. A fixação ocorreu somente na parte superior do processo condilar. Adotou-se tal situação, pois as áreas de interesse correspondem à mucosa

alveolar, ao tecido ósseo adjacente à mucosa, aos implantes, *attachments* e tecido ósseo adjacente aos implantes e essas áreas apresentam uma relativa distância até os pontos de fixação, não sendo significativamente influenciadas por esse aspecto, de acordo com o Princípio de Saint Venánt (COOK, 1995).

Para gerar as malhas dos modelos, foram utilizados elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos (4 faces triangulares com 4 vértices e 10 nós) para a discretização da mandíbula, do tecido ósseo cortical e medular, dos implantes, do nervo dentário alveolar inferior, do silicone, dos *attachments*, do PTFE e da *overdenture* (**Figura 21**).

O modelo padrão (B / D) com *attachments* Locator® gerou 72.054 elementos e 124.870 nós, já o modelo alternativo (A / E) com *attachments* Locator® gerou 68.735 elementos e 118.914 nós.

O modelo padrão (B / D) com *attachments* Dal Ro® gerou 72.034 elementos e 125.770 nós, já o modelo alternativo (A / E) com *attachments* Dal Ro® gerou 73.065 elementos e 126.815 nós.

Os dados das malhas geradas para os quatro modelos de *overdenture* estão dispostos nas Tabelas 2, 3, 4 e 5.

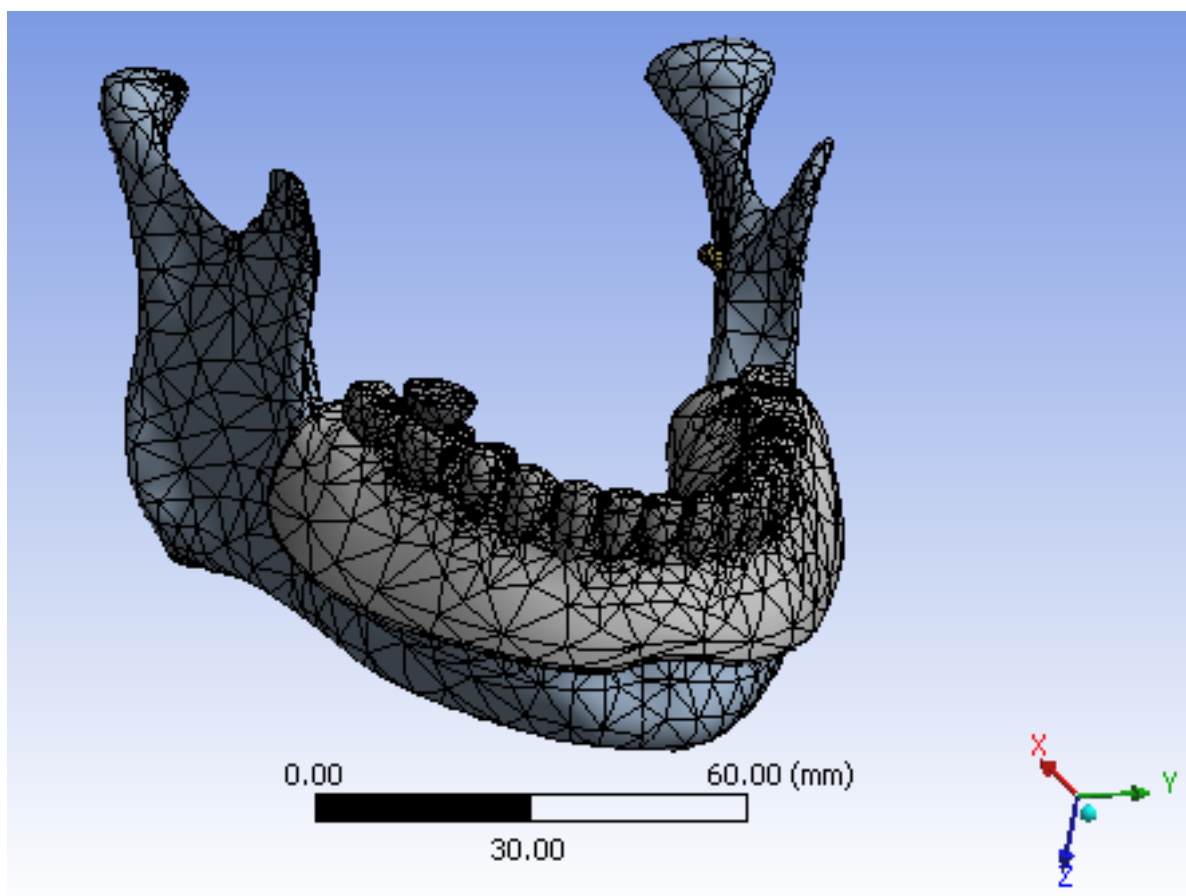


Figura 21: Malha gerada sobre os sólidos

Tabela 2: Dados das Malhas Geradas para o Modelo Padrão com Implantes nas Posições B e D, e *attachment* Locator®

Modelos	Número de Nós	Números de Elementos
Overdenture	34.416	21.431
Tecido Ósseo Cortical	21.566	11.652
Tecido Ósseo Trabecular	17.689	10.322
Nervo Alveolar Dentário Inferior Esquerdo	5.785	3.266
Nervo Alveolar Dentário Inferior Direito	2.179	1.062
Implante Esquerdo	11.378	6.606
Implante Direito	11.137	6.440
Attachment Locator® Esquerdo (Macho)	5.799	3.479
Attachment Locator® Direito (Macho)	5.858	3.512
Attachment Locator® Esquerdo (Fêmea)	1.657	795
Attachment Locator® Direito (Fêmea)	1.703	829
PTFE Esquerdo	549	243
PTFE Direito	556	247
Mucosa Alveolar	4.308	2.039
Bolo Alimentar	290	131

Tabela 3: Dados da Malha Gerada no Modelo Alternativo com Implante nas Posições A e E, e *attachment* Locator®

Modelos	Número de Nós	Números de Elementos
Overdenture	34.642	21.646
Tecido Ósseo Cortical	15.316	8.180
Tecido Ósseo Trabecular	17.396	10.087
Nervo Alveolar Dentário Inferior Esquerdo	5.785	3.266
Nervo Alveolar Dentário Inferior Direito	2.179	1.062
Implante Esquerdo	11.284	6.546
Implante Direito	11.398	6.619
Attachment Locator® Esquerdo (Macho)	5.774	3.463
Attachment Locator® Direito (Macho)	5.569	3.305
Attachment Locator® Esquerdo (Fêmea)	1.645	785
Attachment Locator® Direito (Fêmea)	1.670	804
PTFE Esquerdo	582	261
PTFE Direito	583	263
Mucosa Alveolar	4.645	2.216
Bolo Alimentar	446	232

Tabela 4. Dados das Malhas Geradas para o Modelo Padrão com Implantes nas Posições B e D, e *attachment* Dal Ro®

Modelos	Número de Nós	Números de Elementos
Overdenture	34.246	21.358
Tecido Ósseo Cortical	16.405	8.728
Tecido Ósseo Trabecular	17.689	10.322
Nervo Alveolar Dentário Inferior Esquerdo	5.785	3.266
Nervo Alveolar Dentário Inferior Direito	2.179	1.062
Implante Esquerdo	11.378	6.606
Implante Direito	11.137	6.440
Attachment Dal Ro® Esquerdo (Macho)	5.795	3.187
Attachment Dal Ro® Direito (Macho)	5.770	3.166
Attachment Dal Ro® Esquerdo (Fêmea)	2.049	1.050
Attachment Dal Ro® Direito (Fêmea)	2.054	1.053
Cinta Dal Ro® Esquerdo	854	400
Cinta Dal Ro® Direito	846	398
Borracha Esquerda	2.056	1.187
Borracha Direita	2.039	1.172
Mucosa Alveolar	5.197	2.507
Bolo Alimentar	291	132

Tabela 5: Dados da Malha Gerada no Modelo Alternativo com Implante nas Posições A e E; e attachment Dal Ro®.

Modelos	Número de Nós	Números de Elementos
Overdenture	36.782	23.131
Tecido Ósseo Cortical	15.230	8.195
Tecido Ósseo Trabecular	17.396	10.087
Nervo Alveolar Dentário Inferior Esquerdo	5.785	3.266
Nervo Alveolar Dentário Inferior Direito	2.179	1.062
Implante Esquerdo	11.284	6.546
Implante Direito	11.398	6.619
Attachment Dal Ro® Esquerdo (Macho)	5.714	3.126
Attachment Dal Ro® Direito (Macho)	5.703	3.117
Attachment Dal Ro® Esquerdo (Fêmea)	2.076	1.071
Attachment Dal Ro® Direito (Fêmea)	2.233	1.166
Cinta Dal Ro® Esquerdo	882	415
Cinta Dal Ro® Direito	934	449
Borracha Esquerda	2.031	1.166
Borracha Direita	2.043	1.176
Mucosa Alveolar	4.757	2.276
Bolo Alimentar	388	197

Análise das Tensões

As simulações virtuais de aplicação de carga sobre os modelos de elementos finitos foram realizadas através do programa ANSYS 10.0, no Departamento de Supercomputação da Escola de Engenharia Mecânica, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

A força aplicada nos modelos foi caracterizada como uma força vertical estática, com a forma de bolo alimentar (DAAS et al. 2007) e geometria semelhante a uma semi-esfera, de diâmetro similar ao primeiro molar. O valor da força aplicada foi de 100 N (DAAS et al., 2007; TANINO et al., 2007), sendo escolhido a região de primeiro molar inferior direito (dente 46) como o local de incidência da carga (CELIK; ULUDAG, 2007; VAZ; DEL BEL CURY; MARIOLANI, 1999).

Foram medidas a distribuição e a magnitude das tensões de Von Mises geradas nos modelos. As regiões de interesse principal para análise foram: região periimplantar, rebordo alveolar remanescente e implantes/*attachments*. Os dados coletados foram analisados de forma descritiva comparativa através de análise qualitativa das tensões. A análise qualitativa constitui-se por verificar pelo método visual a área correspondente à distribuição de tensões através da legenda de cores das tensões equivalentes de Von Mises, na qual a cor azul representa a tensão mínima e a cor vermelha, a tensão máxima. Adotou-se a seguinte convenção: os modelos que apresentaram as maiores áreas de distribuição de tensões foram considerados os de melhor desempenho biomecânico. Isso não implica necessariamente em maiores tensões, considerando-se que o aumento da superfície de contato da mucosa com a prótese, aumenta, conseqüentemente, a força da mastigação transmitida para a mucosa, diminuindo o estresse no tecido ósseo periimplantar (DAAS et al., 2007).

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Primeiramente, apresentaremos a distribuição das tensões e o desempenho dos modelos sobre o rebordo alveolar remanescente e por toda região correspondente à zona de suporte da prótese tipo *overdenture* para os quatro modelos estudados, além da análise do tecido ósseo periimplantar. Posteriormente, será apresentado o resultado da distribuição da tensão nos implantes e *attachments* utilizados no estudo e o desempenho dos mesmos.

5.1 Resultados das Tensões no Rebordo Alveolar Mandibular

O corpo da mandíbula do lado direito (lado de trabalho) sofreu maior ação da aplicação da carga estática de 100N. As maiores tensões foram observadas no tecido ósseo cortical correspondente à face distal do implante dentário do lado direito (lado de aplicação da carga) para os quatro modelos. Por sua vez, o lado esquerdo (lado de balanceio) registrou o menor grau de distribuição de tensões, sendo praticamente nula em algumas áreas do rebordo alveolar remanescente.

Os Modelos Padrão, tanto para o *attachment* Locator® quanto para o *attachment* Dal Ro®, apresentaram maior área de tensão próximo da região correspondente à sínfise mandibular quando comparados com os Modelos Alternativos para ambos os *attachments*. Além disso, os modelos padrão apresentaram uma distribuição mais vertical das tensões. Na região interimplantar, assim como na região correspondente ao rebordo alveolar posterior, do lado direito e do lado esquerdo, o gradiente de distribuição de tensões foi semelhante para os quatro modelos (**Figuras 22 e 23**).

Avaliando o perímetro de distribuição das tensões nos quatro modelos, verificamos que a maior área correspondendo à maior distribuição de tensão, exercida através de uma força de compressão, sobre o rebordo alveolar do lado de

trabalho, ocorreu sobre o Modelo Padrão com *attachments* Locator®, seguido pelo Modelo Padrão com *attachments* Dal Ro®, Modelo Alternativo com *attachments* Locator®, e Modelo Alternativo com *attachments* Dal Ro®, logo $A > C > B > D$ (**Figuras 22 e 23**).

O tecido ósseo periimplantar apresentou a concentração das tensões com um comportamento muito semelhante. Apesar disso, analisando a distribuição das tensões na superfície próximo do conjunto implante/*attachment* verificamos que do lado da aplicação da carga (lado de trabalho) encontramos as maiores tensões, as quais se direcionam para o ponto de aplicação da força. Através da análise da área correspondente à tensão exercida aos tecidos de suporte podemos relatar que o modelo com a maior distribuição de tensão foi o Modelo Padrão com *attachments* Dal Ro®, depois o Modelo Padrão com *attachments* Locator®, seguido do Modelo Alternativo com *attachments* Locator® e com o menor e melhor padrão de distribuição de tensões o Modelo Alternativo com *attachments* Dal Ro®, logo, $C > A > B > D$ (**Figura 24**).

As áreas de distribuição de tensões do lado de balanceio também apresentaram padrão semelhante. Entretanto, seu comportamento foi distinto: os Modelos Padrão apresentaram as maiores áreas de distribuições das tensões quando comparado com os Modelos Alternativos. Em ordem decrescente de distribuição de tensões obteve-se: o Modelo Padrão com *attachments* Dal Ro®, o Modelo Padrão com *attachments* Locator®, o Modelo Alternativo com *attachments* Dal Ro®, seguido do Modelo Alternativo com *attachments* Locator®, que apresentou a menor superfície de distribuição de tensões, logo $C' > A' > D' > B'$ (**Figura 24**).

Assim, de acordo com as figuras 22, 23 e 24 podemos afirmar que a distribuição da tensão no rebordo alveolar foi a seguinte: $A > C > B > D$. No tecido ósseo cortical periimplantar do lado de trabalho a seqüência foi a seguinte: $C > A > B > D$. Já no lado de balanceio ela distribuiu-se da seguinte forma: $C' > A' > D' > B'$.

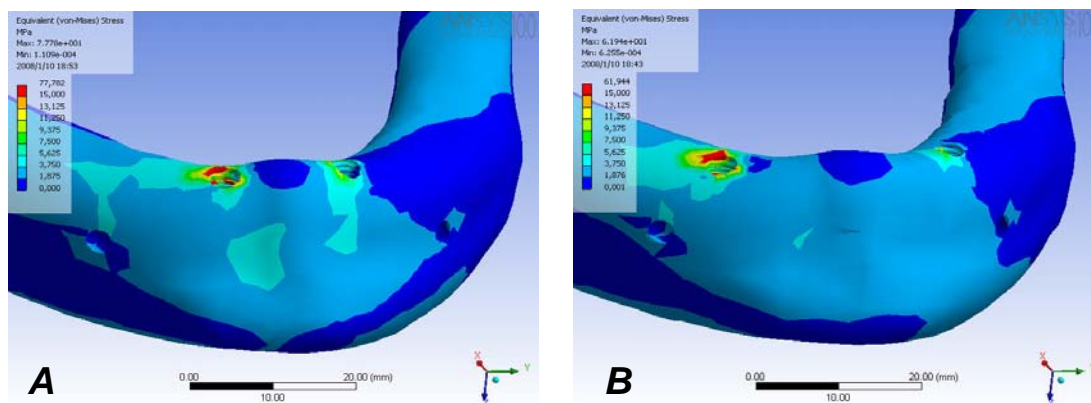


Figura 22: Distribuição das tensões no rebordo alveolar correspondente ao Modelo Padrão (A) e Modelo Alternativo (B) com *attachments* Locator®.

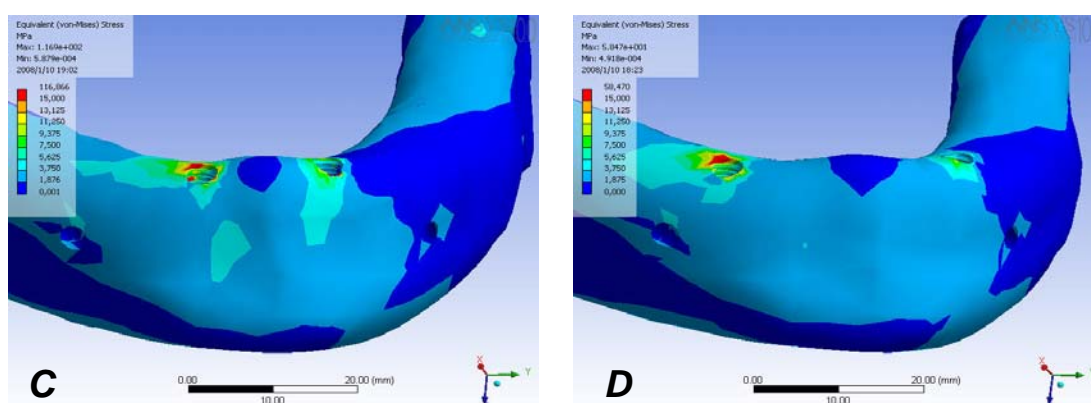


Figura 23: Distribuição das tensões no rebordo alveolar correspondente ao Modelo Padrão (C) e Modelo Alternativo (D) com *attachments* Dal Ro®.

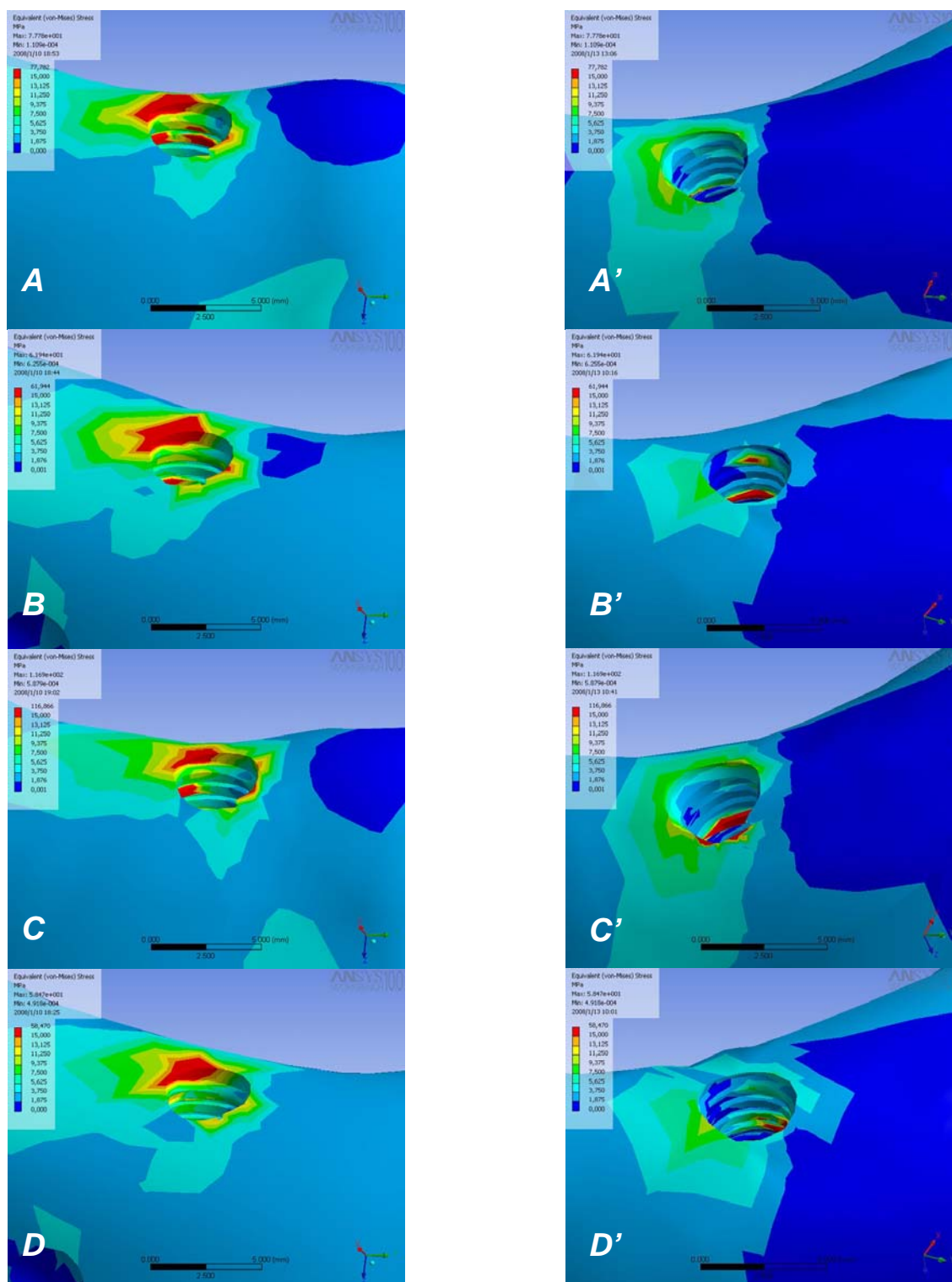


Figura 24: Distribuição das tensões na região periimplantar do rebordo alveolar. A – MP Locator® posição B; A' – MP Locator® posição D; B – MA Locator® posição A; B' – MA Locator® posição E; C – MP Dal Ro® posição B; C'- MP Dal Ro® posição D; D – MA Dal Ro® posição A; D' – MA Dal Ro® posição E.

5.2 Resultados das Tensões no Sistema Implante/*Attachments* Locator®

A distribuição da tensão no conjunto implante/*attachment* foi observada através de cortes longitudinais transversais ao longo eixo do conjunto. Observou-se também a distribuição da tensão na parte externa do implante e do *attachment*. Foram comparados os conjuntos implante/*attachments* Locator® do lado de trabalho e do lado de balanceio tanto para o Modelo Padrão (B / D) quanto para o Modelo Alternativo (A / E) (**Figuras 25, 26 e 27**).

O conjunto implante/*attachment* do lado de trabalho no Modelo Padrão (B / D) e no Modelo Alternativo (A / E) apresentaram áreas de distribuição de tensões similares. As áreas que compreendem as maiores distribuições de tensões estendem-se pelos terços médio e cervical do implante, plataforma do implante, macho do *attachment* Locator® e fêmea do *attachment* Locator® (**Figura 25**).

Comparando o conjunto implante/*attachment* do Modelo Padrão com o Modelo Alternativo, do mesmo lado de aplicação da carga (lado de trabalho), ocorreu maior área de tensão por todo o corpo do *attachment* (macho) e plataforma do implante, porém a tensão do conjunto no Modelo Alternativo foi ligeiramente superior em relação ao conjunto implante/*attachment* do Modelo Padrão. Este aumento de tensão é visualizado através da área amarela, localizada no centro do *attachment* (macho) e plataforma do implante (**Figura 25**).

Contralateralmente, isto é, do lado de balanceio, o conjunto implante/*attachment* do Modelo Padrão apresentou maior área de distribuição de tensões quando comparado com o Modelo Alternativo. O Modelo Padrão apresentou maiores tensões na porção cervical do implante, na plataforma do implante e no corpo do *attachment* Locator®; já no Modelo Alternativo a maior tensão concentrou-se no terço cervical do implante. O Modelo Padrão apresentou o terço apical com distribuição de tensão nula; já no Modelo Alternativo essa área foi maior estendendo-se para o terço médio dos implantes (**Figura 26**).

5.3 Resultados das Tensões no Sistema Implante/*Attachments* Dal Ro®

A distribuição da tensão no conjunto implante/*attachment* foi observada através de cortes longitudinais transversais ao longo eixo do conjunto. Observou-se também a distribuição da tensão na parte externa do implante e do *attachment*. Foram comparados os conjuntos implante/*attachments* Dal Ro® do lado de trabalho e do lado de balanceio tanto para o Modelo Padrão (B / D) quanto para o Modelo Alternativo (A / E) (**Figuras 25, 26 e 27**).

O conjunto implante/*attachment* do lado de trabalho, no Modelo Padrão (B / D) e no Modelo Alternativo (A / E) apresentaram áreas de distribuição de tensões semelhantes. As áreas que compreenderam as maiores distribuições de tensões estenderam-se pelos terços médio e cervical do implante, plataforma do implante, macho do *attachment* Dal Ro® e fêmea do *attachment* Dal Ro®. No terço apical dos implantes a tensão foi praticamente nula (**Figura 25**).

Do lado de trabalho, comparando o conjunto implante/*attachment* do Modelo Padrão com o Modelo Alternativo, verificou-se que as áreas de maior tensão localizaram-se por todo corpo do *attachment* Dal Ro® (macho) e plataforma do implante, estendendo-se até a primeira rosca do implante em ambos os modelos. Porém, a tensão do conjunto no Modelo Alternativo foi ligeiramente superior em relação ao conjunto implante/*attachment* do Modelo Padrão. A área na cor verde claro possibilita a visualização deste aumento, que está localizado nas porções inferior e superior da cinta metálica de 4mm do *attachment* (macho) do Modelo Alternativo (**Figura 25**).

Do lado de balanceio, o conjunto implante/*attachment* tanto no Modelo Padrão como no Modelo Alternativo apresentaram áreas correspondentes à distribuição de tensões similares, porém com um padrão distinto. Os modelos padrão e alternativo com *attachments* Locator® apresentaram tensão concentrada na lateral esquerda. A tensão concentrou-se no terço cervical dos implantes, plataforma dos implantes e por todo corpo do *attachment* (macho). O Modelo Padrão apresentou tensão superior ao Modelo Alternativo quando comparado com o gradiente de cores de tensões equivalentes de Von Mises (**Figura 26**).

Nos cortes longitudinais nos sistemas implante/*attachments*, observou-se que, no lado de trabalho, o melhor desempenho no conjunto implante/*attachment*, isto é, o melhor padrão de distribuição das tensões, ocorreu nos Modelos Padrão e Alternativo com *attachments* Dal Ro® em comparação com os *attachments* Locator®. O modelo padrão apresentou a melhor distribuição das tensões, com menores valores e distribuição mais uniforme em todo conjunto implante/*attachment*. Apesar dos *attachments* Locator® apresentarem um menor padrão de distribuição de tensões quando comparados com o *attachment* Dal Ro, as tensões existentes concentraram-se na lateral esquerda do *attachment* (macho). Portanto, considerou-se um desempenho inferior para os *attachments* Locator® em relação aos *attachments* Dal Ro®, no mesmo lado de aplicação da carga. Do lado de balanceio observou-se a mesma tendência para a distribuição das tensões em ambos os *attachments*, conferindo aos *attachments* Dal Ro® um desempenho superior em função da uniformidade de distribuição de tensões, apesar de serem maiores quando comparadas com os *attachments* Locator® (**Figura 27**).

Logo, é possível afirmar que no lado de trabalho, a seqüência de melhor desempenho para o sistema implante/*attachment* foi: C e C' > D e D' > B e B' > A e A'. Já as maiores tensões ocorreram na seguinte seqüência: D e D' > C e C' > A e A' > B e B'. O lado de balanceio apresentou o mesmo padrão de desempenho e distribuição de tensões.

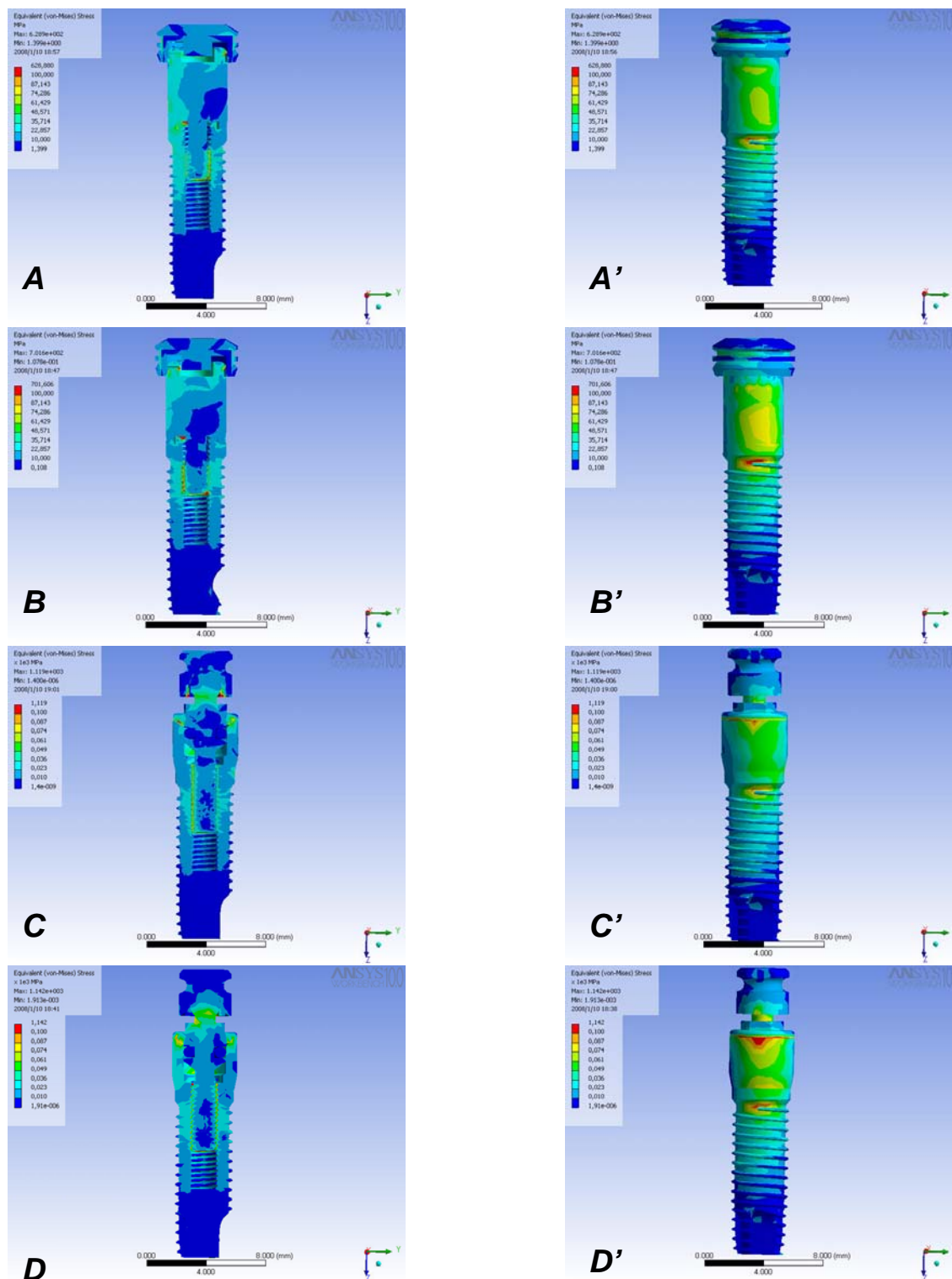


Figura 25: Distribuição das tensões no conjunto Implante/Attachment Locator® e Dal Ro® no lado de trabalho: A – MP Locator® posição B; A' – MP Locator® posição B; B – MA Locator® posição A; B' – MA Locator® posição A; C – MP Dal Ro® posição B; C'- MP Dal Ro® posição B; D – MA Dal Ro® posição A; D' – MA Dal Ro® posição A.

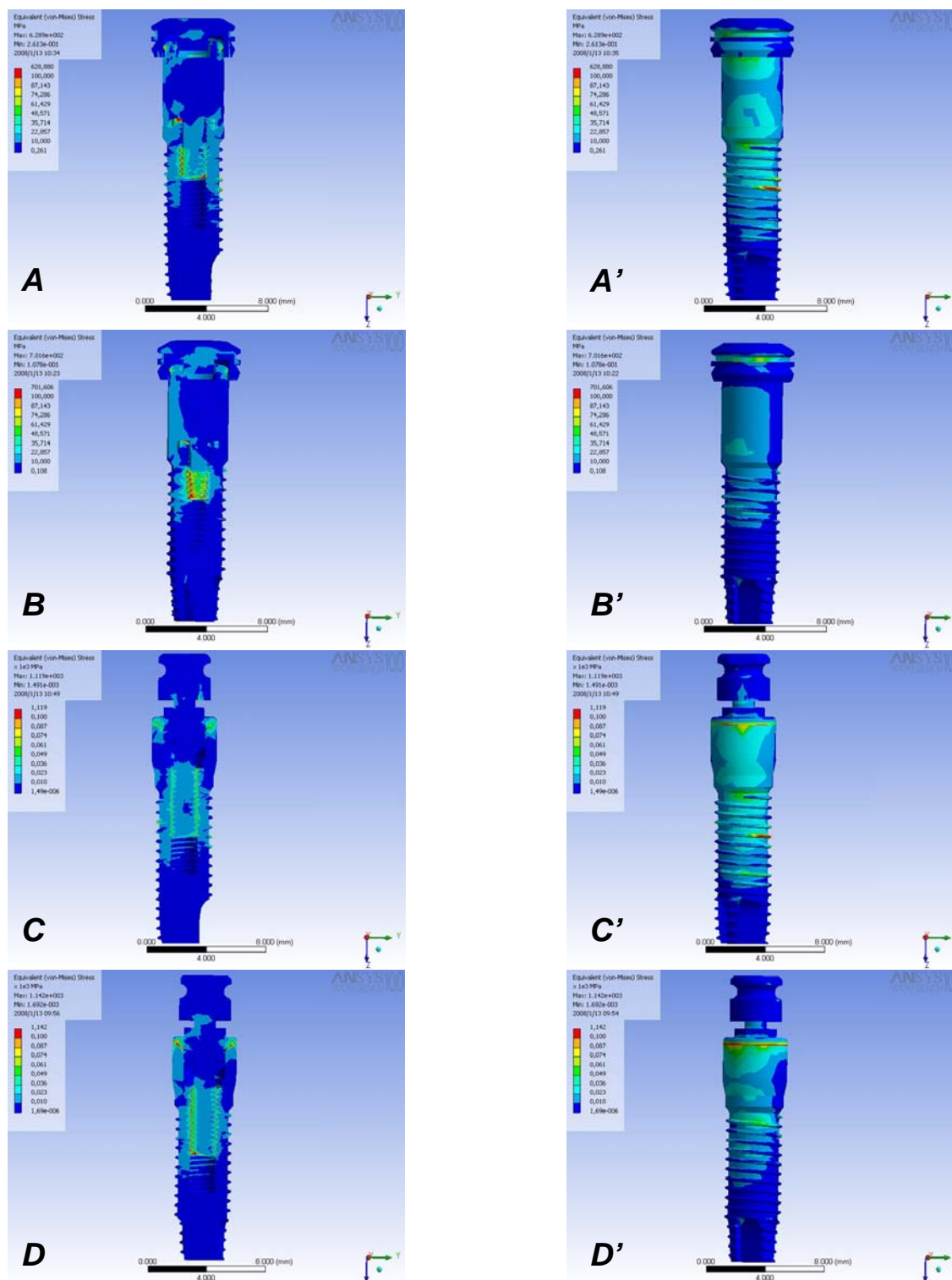


Figura 26: Distribuição das tensões no conjunto Implante/Attachment Locator® e Dal Ro® no lado de balanceio: A – MP Locator® posição D; A' – MP Locator® posição D; B – MA Locator® posição E; B' – MA Locator® posição E; C – MP Dal Ro® posição D; C' - MP Dal Ro® posição D; D – MA Dal Ro® posição E; D' – MA Dal Ro® posição E.

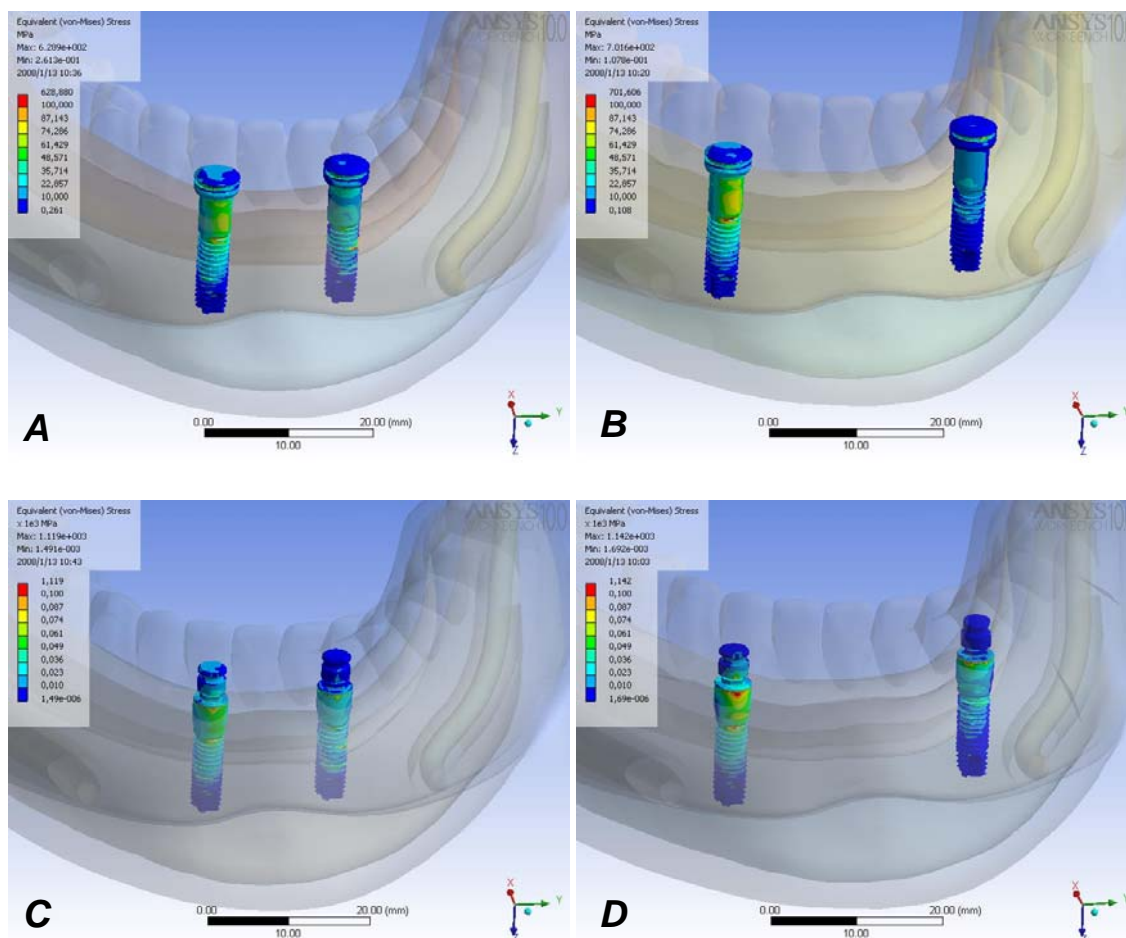


Figura 27: Distribuição das tensões no conjunto implante/*attachment* para os Modelos Padrão e Modelos Alternativos com *attachments* Locator® e Dal Ro®. A – Modelo Padrão com *attachments* Locator®; B – Modelo Alternativo com *attachments* Locator®; C – Modelo Padrão com *attachments* Dal Ro®; D – Modelo Alternativo com *attachments* Dal Ro®.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A ciência odontológica tem sido construída essencialmente através de observações e conhecimentos aplicados à prática clínica dos cirurgiões-dentistas e protesistas ao longo dos anos (VEDOVATO; CHILVARQUER, 2004; SIMSEK et al., 2006). Qualquer ciência somente é sustentada através de conhecimentos teóricos conjugados a experiências clínicas ou vice-versa. Portanto, a escassez de bases teóricas nos instiga a investigar tratamentos clínicos clássicos e pouco contestados, além de propostas inovadoras mas ainda sem respaldo científico. A partir dos estudos de bioengenharia que introduziram a análise pelo método de elementos finitos (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1996; MENICUCCI et al., 1998; GENG et al., 2001; CHUN et al., 2005; SIMSEK et al., 2006; DAAS et al., 2007; TANINO et al., 2007) foi possível avaliar o comportamento biomecânico em diferentes situações. Dessa maneira, é possível simular condições complexas sem risco aos pacientes e avaliar o desempenho e a distribuição de tensões nos tecidos de suporte com o auxílio da engenharia preditiva. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar qualitativamente dois modelos alternativos e dois modelos padrão, variando o *attachment*, Locator® ou Dal Ro®, para reabilitarmos pacientes edêntulos com próteses tipo *overdentures* implantomucossuportadas. De modo geral, os resultados encontrados conferem aos modelos alternativos um comportamento biomecânico mais favorável quando comparados com os modelos padrão de distribuição de implantes no arco.

Reabilitar pacientes edêntulos mandibulares através de *overdentures* implantomucossuportadas implica necessariamente na escolha de um sistema de retenção, apesar das persistentes controvérsias quanto a sua indicação (ÇEKIÇ, AKÇA & ÇEHRELI, 2007). Na maioria das vezes a primeira opção é o sistema barra-clipe (VEDOVATO & CHILVARQUER, 2004; WATSON et al., 1997). Com os resultados apresentados por Simsek et al. (2006), através da análise pelo método de elemento finito, a indicação do sistema de retenção barra-clipe poderia ser contestada e futuros estudos comparativos com esse sistema deveriam ser realizados. Por outro lado, existem condições especiais em que o sistema barra-

clipe estaria contra-indicado (PASCIUTA; GROSSMANN; FINGER, 2005). Assim, os *attachments*, em princípio desenvolvidos para serem instalados em raízes residuais naturais, foram adaptados e redesenhados para serem utilizados sobre implantes dentários em condições mecânicas e relações de custo-benefício satisfatórias (BONACHELA; ROSSETTI, 2002). Entretanto, há no mercado inúmeras opções de *attachments* e a carência de pesquisas para avaliar a dinâmica e a distribuição das tensões nos mesmos justificam o presente estudo.

Em relação à distribuição ântero-posterior dos implantes, os resultados deste trabalho sugerem uma opção para tratamentos reabilitadores com overdentures implantomucossuportadas, apesar da contra-indicação do modelo alternativo com implantes não-esplintados relatada nas observações clínicas de Misch (1989, 1991, 2000). Através da análise pelo método de elemento finito, a força de compressão exercida sobre os tecidos de suporte apresentou um comportamento mais favorável quando os implantes foram localizados mais posteriormente no arco. Houve uma diminuição nas áreas correspondentes às maiores tensões em todo corpo mandibular, principalmente na porção anterior da mandíbula, além de um padrão horizontal de distribuição das tensões sobre o rebordo. Distribuições de tensões verticais em função do tempo poderiam promover a fadiga dos sistemas de retenção. Clinicamente, isso poderia levar a um padrão de reabsorção alveolar fisiológico distinto e à adoção de protocolos de manutenção diferentes do tradicional.

O tecido ósseo cortical adjacente aos implantes do lado de trabalho apresentou maiores tensões para os dois modelos padrão tanto com *attachments* Locator® quanto Dal Ro®. A maior tensão no tecido ósseo cortical periimplantar coincidiu com os resultados encontrados nos estudos de Menicucci et al. (1998) através da análise pelo método de elemento finito e Çekiç, Akça e Çehreli (2007) com extensometria, apesar de ambos os estudos apresentarem a distribuição dos implantes seguindo o modelo padrão. Outra possível inferência para justificar a maior distribuição de tensões nesses locais, uma vez que a literatura praticamente inexistente, pode estar relacionada com a proximidade do local de aplicação da carga, pois nesta área (primeiro molar) ocorre maior dissipação das forças mastigatórias e

máxima força de oclusão (VAZ; DEL BEL CURY; MARIOLANI, 1999; CELIK & ULUDAG, 2007).

No lado de balanceio, o tecido ósseo cortical periimplantar nos modelos alternativos, com implantes instalados nas posições A e E (MISCH, 2000), apresentaram menor distribuição de tensão que os Modelos Padrão, com implantes em B e D (MISCH, 2000). Estes resultados corroboram o ensaio mecânico de Çekiç, Akça e Çehreli (2007), os quais verificaram menores tensões para os sistemas de retenção não-esplintados, quando da aplicação de diferentes magnitudes e direções de força.

O conjunto implante/*attachments* do lado de trabalho apresentou concentração de tensão maior no corpo dos *attachments* (macho) e na plataforma dos implantes, para os quatro modelos. Porém, distribuições de tensão, ligeiramente superiores, aconteceram nos modelos alternativos para os dois *attachments* estudados, talvez em função da proximidade do ponto de aplicação da carga ou da adoção do contato perfeito entre os elementos dos modelos. Apesar do *attachment* Dal Ro® utilizado não ser resiliente, a menor concentração de tensão distribuída no conjunto foi semelhante aos resultados encontrados por Daas et al. (2007).

Por outro lado, o lado de balanceio apresentou as maiores áreas de distribuição de tensões nos modelos padrão e alternativo com *attachments* Dal Ro®, sendo que os modelos que utilizaram *attachments* Locator® para ambas as posições mostraram-se mais favoráveis quando da aplicação de força axial contralateralmente, isto é, apresentaram menor área de distribuição de tensões. Porém, o padrão de distribuição não-uniforme da tensão ao seu longo eixo confere a esse sistema um desempenho inferior ao *attachment* Dal Ro®. Esses resultados assemelham-se aos encontrados por Çekiç, Akça e Çehreli (2007) e Menicucci et al. (1998) para o sistema bola. No presente estudo, os sistemas retentivos não-esplintados foram escolhidos em função da simplicidade da técnica e da ausência de estudos de seu comportamento biomecânico em função das variáveis testadas.

Tanto do lado de trabalho como no lado de balanceio para o conjunto implante/*attachment* nos quatro modelos propostos poderíamos observar distribuição das tensões diferente caso aplicássemos maior magnitude de forças ou alterássemos a direção ou o local de aplicação da força. Conforme os resultados de Tanino et al. (2007), a variação no módulo de elasticidade dos materiais utilizados também proporcionaria resultados diferentes.

Há um consenso clínico quanto à posição convencional dos implantes na região de caninos inferiores para *overdentures* implantomucossuportadas, independente da opção do sistema de retenção, embora estudos longitudinais indiquem riscos devido ao efeito dobradiça (ZITZMANN & MARINELLO, 2002), isso porque na região de primeiro molar inferior ocorre a maior incidência de cargas, a força máxima de oclusão e a contração máxima de todos músculos elevadores da mandíbula (VAZ, BEL DEL CURY & MARIOLANI (1999); CELIK & ULUDAG (2007), gerando instabilidade e menor retenção do aparelho, além de desconforto e insatisfação para o paciente. Os princípios de biomecânica clássica sugerem a indicação de um modelo alternativo com implantes instalados nas posições mais posteriores A e E, pois diminuiríamos o braço de alavanca. Com a aproximação do ponto de aplicação de força, diminui-se a tendência de rotação ou deslocamento do aparelho, como ocorre, por exemplo, no efeito do comprimento do cantilever em próteses fixas. Além disso, como o rebordo alveolar na porção anterior da mandíbula confere suporte à prótese, ao distalizarmos os implantes aumentamos o braço de resistência do conjunto.

A precisão da geometria dos modelos e a complexidade do sistema proposto no estudo puderam ser simulados com o auxílio de recursos computacionais. A análise pelo método de elemento finito não é conclusiva, mas nos orienta quanto à tendência de comportamento biomecânico do modelo estudado. Ensaio mecânicos avaliando a retentividade dos sistemas disponíveis e a inexistência de consenso quanto a sua indicação fomentam dúvidas na tomada de decisão clínica. Dessa forma, Michelinakis, Barclay e Smith (2006) salientaram a incerteza de resultados quando aplicamos ou indicamos a distribuição dos implantes no rebordo alveolar no tratamento de nossos pacientes.

O estudo apresenta algumas limitações metodológicas em função da inviabilidade de simular determinadas condições impostas ao experimento. Por exemplo, o contato perfeito entre implante e tecido ósseo, simulando osseointegração total, não ocorre clinicamente. Por isso, algumas simplificações foram necessárias: o coeficiente de atrito entre os componentes dos modelos foi desprezado, suprimiu-se a ação dos músculos inseridos na mandíbula, sendo adotado um ponto de fixação no processo condilar. Estas simplificações foram adotadas em estudos anteriores (MEIJER et al., 1993; MEIJER et al., 1997; MENICUCCI et al., 1998; GENG; TAN; LIU, 2001; DAAS et al., 2007). Outra limitação do estudo refere-se às propriedades assumidas para os materiais, uma vez que a condição de materiais homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, através de análise linear, não são reais em alguns materiais, como, por exemplo, no tecido ósseo (GENG; TAN; LIU, 2001).

Apesar das limitações da simulação computacional e da impossibilidade de avaliar o comportamento biomecânico de sistemas complexos *in vivo*, os resultados obtidos sugerem que os modelos alternativos com ambos *attachments* para overdentures implantomucossuportadas apresentam-se clinicamente viáveis como uma nova opção de tratamento reabilitador para indivíduos edêntulos. A integração com outras áreas, como a engenharia, ressalta a necessidade de intercâmbio de informações e tecnologias para o avanço científico da Odontologia, pois observações clínicas não são suficientes para sustentar conhecimentos teóricos (Simsek et al., 2006). Assim, com esforços multidisciplinares, futuras pesquisas deverão ser realizadas para otimizar a previsibilidade dos modelos testados neste trabalho e de novas tendências de tratamento.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÕES

Diante das limitações deste estudo, sugere-se que:

1. Os modelos alternativos com *attachments* Locator® e Dal Ro® para próteses *overdentures* implantomucossuportadas mostraram-se viáveis do ponto de vista biomecânico.
2. A maior área de distribuição de tensão no rebordo alveolar ocorreu nos modelos padrão com *attachments* Locator® e Dal Ro®, sendo o melhor desempenho conferido aos modelos alternativos em função da menor área de distribuição das tensões.
3. Tensões verticais para o padrão de distribuição no rebordo alveolar foram encontradas nos modelos padrão com *attachments* Locator® e Dal Ro®; sugerindo, assim, um melhor desempenho para os modelos alternativos.
4. Os modelos alternativos com *attachments* Locator® e Dal Ro® apresentaram a menor área de distribuição de tensões no tecido ósseo cortical periimplantar.
5. Os modelos com *attachments* Dal Ro® mostraram-se mais favoráveis do ponto de vista biomecânico em relação aos *attachments* Locator®, pois o padrão de distribuição de tensões foi mais uniforme ao longo do seu eixo, apesar da magnitude dessas tensões serem maiores nestes modelos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALLEN, P. F. et al. A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. **Journal of Dental Research**, Chicago, v.85, n.6, p.547-551, 2006.

AKÇA, K. et al. Human *ex vivo* bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.16, p. 715-722, 2005.

BONACHELA, W. C. & ROSSETTI, P. H. O. Attachments – Sistemas de Retenção: Classificação e Abordagem Biomecânica. In: BONACHELA, W. C. & ROSSETTI, P. H. O. **Overdentures: das Raízes aos Implantes Osseointegrados – Planejamentos, Tendências e Inovações**. São Paulo: Editora Santos, 2002. cap. 3, p. 45-85.

BONACHELA, W. C. et al. Avaliação comparativa da perda de retenção de quatro sistemas de encaixes do tipo ERA e o'ring empregados sob overdentures em função do tempo de uso. **Journal Applied Oral Science**, Bauru, v.11, n. 1, p. 49-54, 2003.

BRÄNEMARK, P-I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery (Supplement)**, Stockholm, n.16, 1977.

CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.97, p. 229-235, 2007.

CERUTI, P.; MENICUCCI, G.; SCHIERANO, G.; MUSSANO, F.; PRETI, G. Mandibular implant-retained overdentures with 2 different prosthetic designs: A retrospective pilot study on maintenance interventions. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.19, n. 6, p.557-559, 2006.

CHUN, H. J. et al. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdentures on implants with different overdentures attachments. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 32, p. 193-205, 2005.

CHUNG, K-H. et al. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, v. 13, n. 4, p. 221-226, 2004.

COOK, R. D. Finite element modeling for stress analysis. In: COOK, R. D. **Plates and Shells**. New York, NY: John Wiley & Sons, c1995. cap. 7, p.171-196.

ÇEKİÇ, C.; AKÇA, K.; ÇEHRELİ. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. **Quintessence International**, Berlin, v. 38, n. 6, p. 291-297, 2007.

DAAS, M. et al. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, 2007, doi: 10.1016/j.medengphy.2007.02.005

DUYCK, J. et al. *In vivo* forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 3, p. 201-207, 1999.

FEINE, J. S. et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 413-414, 2002.

FITZPATRICK, B. Standard of care for the edentulous mandible: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.95, p. 71-78, 2006.

GENG, J-P.; TAN, K. B. C.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

KOKA, S.; ECKERT, E. Treatment planning the edentulous mandible. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v. 27, n. 8, p. 432-434, 2006.

MEIJER, H.J.A. et al. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. **Archives of Oral Biology**, Oxford, v. 38, n. 6, p. 491-496, 1993.

MEIJER, H. J. A. et al. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional finite-element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.23, p.757-763, 1996.

MENICUCCI, G. et al. A preliminary in vivo trial of load transfer in mandibular implant-retained overdentures anchored in 2 different ways: allowing and counteracting free rotation. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.19, p. 574-576, 2006.

MENICUCCI, G. et al. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.13, p. 369-376, 1998.

MICHELINAKIS, G.; BARCLAY, C. W.; SMITH, P. W. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: Initial retention values. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.19, n.5, p. 507-512, 2006.

MISCH, C. E. Implant overdentures relieve discomfort for the edentulous. **Dentist**, Waco, Texas, v. 67, n. 1, p. 37-38, 1989.

MISCH, C. E. Prosthetic Options in Implant Dentistry. **International Journal of Oral Implantology: Implantologist**, New York, v. 7, n. 2, p. 17-21, 1991.

MISCH, C. E. Opções de tratamento com sobredentaduras mandibulares implantossuportadas: uma abordagem organizada. In: MISH, C. E. **Implantes Dentários Contemporâneos**. 2 ed. São Paulo: Santos, 2000. cap.13, p.175-191.

NAERT, I. et al. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, p. 195-202, 1999.

PASCIUTA, M.; GROSSMANN, Y.; FINGER, I.M. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v.93, n.2, p.116-120, 2005.

PETROPOULOS, V. C.; SMITH, W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 526-535, 2002.

PORTER Jr, J. A.; PETROPOULOS, V. C.; BRUNSKI, J.B. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v.17, n. 5, p.651-662, 2002.

RUSTEMEYER, J.; BREMERICH, A. Patients' knowledge and expectations regarding dental implants: Assessment by questionnaire. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Copenhagen: Munksgaard, 2007, doi: 101016/j.ijom.2007.05.003

RUTKUNAS, V.; MIZUTANI, H.; TAKAHASHI, H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 34, p. 41-51, 2007.

SADOWSKY, S. J.; The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 78, n. 1, p. 28-33, 1997.

SIMSEK, B. et al. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. **Medical Engineering & Physics**, Oxford, v. 28, p. 199-213, 2006.

SVETLIZE, C. A.; BODEREAU Jr, E. F.; Comparative study of retentive Anchor systems for overdentures. **Quintessence International**, Berlin, v.35, p. 443-448, 2004.

TANINO, F. et al. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 20, n. 2, p. 193-198, 2007.

THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS. The Glossary of Prosthodontic Terms. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 94, n. 1, p. 58, 2005.

TRAKAS, T. et al. Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 15, p. 24-34, 2006.

Van der BILT, A.; Van KAMPEN, F. M. C.; CUNE, M. S. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. **European Journal of Oral Sciences**, Copenhagen, v. 114, p. 191-196, 2006.

Van KAMPEN, F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an *in vivo* comparison after three months of function. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.14, p.720-726, 2003.

Van KAMPEN, F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an *in vivo* study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.16, p. 587-593, 2005.

VAZ, M. A. K.; DEL BEL CURY, A. A.; MARIOLANI, J. R. L. Photoelastic analysis of stress distribution in jaws masticatory efforts simulation in overdentures and conventional complete denture. **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v.13, n.1, p.67-73, Jan-Mar, 1999.

VEDOVATO, E.; CHILVARQUER, I. "Overdenture" (sobredentadura): Como e Quando? In: DINATO, J. C.; POLIDO, W. D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap. 11, p. 189-213.

VISSER, A. et al. Implant-retained mandibular overdentures versus conventional dentures: 10 years of care and aftercare. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v.19, n.3, p. 271-278, 2006.

WATSON, R. M. et al. Prosthodontic treatment patient response and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: An appraisal of 5 years of prospective study. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 10, n. 4, p.345-354, 1997.

ZITZMANN, N. U.; MARINELLO, C. P. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 65-72, 2002.

ANEXO A – Carta da Comissão Científica e de Ética*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

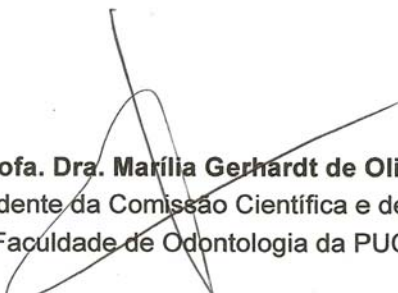
Porto Alegre 03 de setembro de 2007

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0033/07
Intitulado: Efeito da distribuição ântero-posterior de implantes em próteses tipos overdentures: análise de elemento finito com modelo tridimensional
Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai
Pesquisadores Associados: Josué Ricardo Broilo
Nível: Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 13 de julho de 2007.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS



Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

ANEXO B – Registro do projeto de pesquisa no SISNEP

Andamento do projeto - CAAE - 0340.0.002.000-07

Título do Projeto de Pesquisa
EFEITO DA DISTRIBUIÇÃO ÂNTERO-POSTERIOR DE IMPLANTES EM PRÓTESES TIPO OVERDENTURES: ANÁLISE DE ELEMENTO FINITO COM MODELO TRIDIMENSIONAL

Situação	Data Inicial no CEP	Data Final no CEP	Data Inicial na CONEP	Data Final na CONEP
Recebido no CEP	11/10/2007 09:06:02			

Descrição	Data	Documento	Nº do Doc	Origem
2 - Recebimento de Protocolo pelo CEP (Check-List)	11/10/2007 09:06:02	Folha de Rosto	0340.0.002.000-07	CEP
1 - Envio da Folha de Rosto pela Internet	02/10/2007 18:10:20	Folha de Rosto	FR159647	Pesquisador

[Voltar](#)