

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**WESLEY DE OLIVEIRA E SILVA**

**AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE RETENÇÃO BARRA/CLIQUE EM PRÓTESE  
MUCOSSUPOORTADA E IMPLANTORRETIDA UTILIZANDO O MÉTODO DOS  
ELEMENTOS FINITOS.**

**Uberlândia**

**2006**

**WESLEY DE OLIVEIRA E SILVA**

**AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE RETENÇÃO BARRA/CLÍPE EM PRÓTESE  
MUCOSSUPOORTADA E IMPLANTORRETIDA UTILIZANDO O MÉTODO DOS  
ELEMENTOS FINITOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação  
em Odontologia da Faculdade de Odontologia da  
Universidade Federal de Uberlândia para obtenção do  
título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luis Gomes

Co-Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Uberlândia

2006

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

---

S586a     Silva, Wesley de Oliveira e, 1969-  
            Avaliação do sistema de retenção barra/clipe em prótese mucossu-  
            portada em implantorretida utilizando o método dos elementos finitos /  
            Wesley de Oliveira e Silva. -- 2006.  
            115 f. : il.

            Orientador: Vanderlei Luis Gomes.  
            Co-orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.  
            Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pro-  
            grama de Pós-Graduação em Odontologia.  
            Inclui bibliografia.

            1. Implantes dentários osseointegrados - Teses. I. Gomes, Vanderlei  
            Luis. II. Araújo, Cleudmar Amaral de. III. Universidade Federal de  
            Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.843

---

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Wesley de Oliveira e Silva

Avaliação do sistema de retenção barra/clipe em prótese mucossuportada e implantorretida utilizando o método dos elementos finitos.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

*"Muitas vezes o caminho é árduo, mas o sabor da conquista compensa.*

*Nunca deixe que lhe digam,*

*Que não vale a pena acreditar nos sonhos que se têm,*

*Ou que seus planos nunca vão dar certo,*

*Ou que você nunca vai ser alguém,....*

*Eu sei que um dia a gente sempre alcança*

*Quem acredita sempre alcança...."*

*Renato Russo*

### **Dedico este trabalho:**

Ao meu sogro **Prof. Dr. Luiz Carlos Costa**, minha inspiração maior por esta empreitada. Pessoa, pai, amigo, companheiro, professor, conselheiro, bravo e incansável guerreiro. Exemplo de vida, coragem, firmeza e determinação. Exemplo de ética, dignidade, generosidade, simplicidade, temperança, tolerância, doçura, justiça e honestidade. Ilustre pai de família, exímio profissional, competente, afincado a tudo que se propunha. Administrador, Economista, Contador, Psicólogo, Historiador, Advogado, Mestre, Professor e sim, um verdadeiro Doutor. Dedico este trabalho pelos seus atos e caráter. Pelos ensinamentos a mim transmitidos com precisa didática, que me fizeram crer, que a vida é bem vivida quando alicerçada por ações benevolentes e salutaras, e que nossa eterna presença na terra se faz por atitudes e ações impressas diariamente em nossos currículos.

À minha aliada e paciente esposa **Vera Marisa**, com amor, gratidão e admiração; pelo apoio e estímulo durante o período de realização deste trabalho. Agradeço a compreensão pela renúncia do tempo de convívio diminuído para a consolidação deste ideal.

À minha filha, **Isabella Beatriz**, que apesar de não poder colaborar diretamente, foi fonte de inspiração em minhas reflexões sobre o sentido da vida, em diversos momentos que me ausentei para a realização deste trabalho.

Aos meus pais, **Glória e Orlando**, por prezar-me com a existência.

## ***AGRADECIMENTOS***

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes, profissional e pesquisador brilhante. Pela prudente orientação e por todos os ensinamentos a mim transmitidos; pela atenção, disponibilidade, apoio; pela preocupação com a justeza do conteúdo e pelo afeto e delicadeza no trato.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, pelo cuidado e paciência demonstrados ao longo desse meu desafio, a área das ciências Exatas; pelo apoio com laboratório; pela disponibilidade e dedicação ao trabalho; pela preocupação com a estética e consistência do conteúdo; pela convivência e amizade.

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

A Deus.

À minha família, representada por minhas irmãs Patrícia, Rubiana, Eliane, Vanessa e irmãos Valdenor e Leandro. Ao meu cunhado Givaldo que muito colaborou de forma prática. A meus cunhados e sobrinhos, que torceram à distância para que eu conseguisse realizar esse trabalho.

À minha sogra, Cármen, pelo apoio direto e incentivo para que eu realizasse esse trabalho.

Aos grandes companheiros e amigos, colegas de Mestrado, por me ensinarem uma nova forma de estudar; pela confiança na capacidade de realização demonstrada uns pelos outros; pelos momentos de aprendizado e de lazer compartilhados. Em especial Ana Cristina, Buso e Leonardo.

À Teresa e Rodrigo, pela colaboração oferecida e pela paciência em orientar sobre temas tão diversos da minha área de conhecimento.

A todos que, direta ou indiretamente colaboraram para o desenvolvimento deste trabalho.

***RESUMO***

## RESUMO

O processo de reabsorção óssea na crista do rebordo, ao redor dos implantes, é uma ocorrência clínica aceita pela comunidade científica, porém, o fator causal ainda não está totalmente elucidado. Dentre os processos mais aceitos está a indução por bactérias e a sobrecarga oclusal. O objetivo deste trabalho é avaliar comparativamente o gradiente de tensões dissipadas no osso, nas proximidades de dois implantes interligados por uma barra tipo Dolder, em um sistema de prótese mandibular mucossuportada e implantorretida por clipe. O intuito é saber qual disposição de cliques de 7.0 mm (Conexão Sistemas de Prótese, SP, Brasil) e 5.0 mm (Lifecore Biomedical Chasca, MN, USA) de comprimentos, entre cinco analisadas, proporciona os menores níveis de tensão na região periimplantar. Foram desenvolvidos cinco modelos tridimensionais em elementos finitos, simulando diferentes disposições dos cliques ao longo da barra. A força aplicada foi de 100N, na direção axial dos implantes. Para a análise qualitativa, todas as situações estudadas apresentaram padrões semelhantes na distribuição das tensões, com maior incidência de tensões compressivas nas faces distais dos implantes. Avaliando quantitativamente as tensões de Von Mises nas diferentes configurações, pode-se verificar que dois cliques dispostos mais próximos dos implantes produziram melhores resultados, sendo que os dois cliques de 5.0 mm, os que mostraram melhor desempenho. Dentre as condições estudadas, a análise do erro relativo entre o modelo que apresentou o menor e o maior somatório das tensões periimplantares, foi de 19%.

## UNITERMOS:

Implantes osseointegrados, barra/clipec, elementos finitos, tensão periimplantar, biomecânica.

## ***ABSTRACT***

## **ABSTRACT**

The process of bone reabsorption in the crest edge, around of the implants, it is a clinical occurrence accepts for the scientific community, however, the causal factor is not still totally elucidated. Among the processes more accepted is the induction for bacteria and the occlusal overload. The objective of this work is to evaluate the stress gradient comparatively dissipated in the bone, in the proximities of two implants interlinked for a bar type Dolder, in a system of overdentures mandibular keep for clip. The intention is to know which disposition of clips of 7 mm (Connection Systems of Prosthesis, SP, Brazil) and 5 mm (Lifecore Biomedical Chaska, MN, USA) of lengths, among five analyzed, it provides the smallest stress levels in the surface peri-implant. Five models 3D were developed in finite elements, simulating different dispositions of the clips along the bar. The applied force was of 100N, in the axial direction of the implants. For the qualitative analysis all of the studied situations presented similar pattern in the distribution stress, with larger incidence of stress compressive in the faces distains to the implants. Evaluating Von Mises stress quantitatively in the different configurations, it can be verified that two clips more near of the implants produced better results, and the two clips of 5 mm, the ones that showed better performance.

## **UNITERMS**

Osseointegrated implants, bar/clip, element finite, peri-implant stress, biomechanical.

## ***LISTA DE FIGURAS***

## LISTA DE FIGURAS

|           |                                                              |    |
|-----------|--------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1  | Sistemas de retenção para prótese mucossuportada             | 23 |
| Figura 2  | Tipos convencionais de barras. Secção transversa ovóide      | 51 |
| Figura 3  | Tipos de cliques utilizados no estudo com a aferição         | 51 |
| Figura 4  | Fluxograma mostrando as várias etapas de uma análise         | 55 |
| Figura 5  | As cinco disposições dos cliques ao longo da barra.          | 57 |
| Figura 6  | Conformação parcial do modelo apresentando implantes         | 57 |
| Figura 7  | Modelagem óssea com suas dimensões                           | 60 |
| Figura 8  | Modelos apresentando eixo de simetria adotado no estudo      | 61 |
| Figura 9  | Modelo finalizado para o estudo                              | 61 |
| Figura 10 | Geometria, localização e coordenadas do sistema              | 62 |
| Figura 11 | Malha do modelo com elemento <i>solid</i>                    | 64 |
| Figura 12 | Modelo apresentando locais e sentido da aplicação das forças | 65 |
| Figura 13 | Padronização do modelos adotada no estudo.                   | 79 |
| Figura 14 | Tensão principal máxima periimplantar na cortical.           | 80 |
| Figura 15 | Tensão principal máxima na primeira cortical                 | 83 |
| Figura 16 | Distribuição da tensão principal máxima no osso trabecular   | 84 |
| Figura 17 | Magnificação (500x) do problema                              | 84 |
| Figura 18 | Tensão Principal Máxima no osso trabecular                   | 85 |
| Figura 19 | Tensões de Von Mises na primeira cortical                    | 86 |
| Figura 20 | Tensão de Von Mises no osso trabecular                       | 88 |
| Figura 21 | Representação dos trajetos A e B com a respectiva enumeração | 89 |

|           |                                                 |    |
|-----------|-------------------------------------------------|----|
| Figura 22 | Tensões de Von Mises em nós do trajeto_A        | 92 |
| Figura 23 | Tensões de Von Mises em nós do trajeto_B        | 93 |
| Figura 24 | Somatório das tensões nodais nos cinco modelos. | 95 |
| Figura 25 | Cálculo do erro relativo                        | 96 |

## ***LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS***

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|               |                                                  |
|---------------|--------------------------------------------------|
| A             | Área                                             |
| ANSYS         | Swanson Analysis System Inc., Houston, TX, U.S.A |
| AUTOCAD       | Software para modelagem, USA                     |
| cm            | Centímetro                                       |
| D             | Distal                                           |
| E             | Módulo de elasticidade                           |
| EF            | Elementos finitos                                |
| F             | Força                                            |
| GPa           | Gigapascal                                       |
| L             | Lingual                                          |
| $L_0$         | Comprimento inicial.                             |
| M             | Mesial                                           |
| MEF           | Método dos Elementos Finitos                     |
| mm            | Milímetro                                        |
| Mpa           | Megapascal                                       |
| MUSIR         | Mucossuportada e implantorretida                 |
| N             | Newton                                           |
| Ni-Cr         | Liga metálica à base de Níquel e Cromo           |
| Ti            | Metal Titânio                                    |
| UCLA          | Universidade da Califórnia Los Angeles           |
| UFU           | Universidade Federal de Uberlândia.              |
| V             | Vestibular                                       |
| X             | Sistemas de coordenadas                          |
| Y             | Sistemas de coordenadas                          |
| Z             | Sistemas de coordenadas                          |
| $\sigma$      | Tensão normal                                    |
| $\sigma_{VM}$ | Tensão de Von Mises                              |
| $\sigma_1$    | Tensão principal máxima (direção 1)              |
| $\sigma_2$    | Tensão principal máxima (direção 2)              |

|                 |                                                                                     |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| $\sigma_3$      | Tensão principal máxima (direção 3)                                                 |
| $\nu$           | Coefficiente de Poisson                                                             |
| $\Delta L$      | Variação de comprimento                                                             |
| $\varepsilon_T$ | Deformação transversal                                                              |
| $\varepsilon$   | Deformação longitudinal                                                             |
| ®               | Marca registrada                                                                    |
| 3D              | Tridimensional                                                                      |
| 1clip5          | Modelo com um clipe de cinco milímetros de comprimento no centro da barra.          |
| 1clip7          | Modelo com um clipe de sete milímetros de comprimento no centro da barra            |
| 2clip5-2        | Modelo com dois cliques de cinco milímetros, distantes dois milímetros um do outro. |
| 2clip5-6        | Modelo com dois cliques de cinco milímetros distantes seis milímetros um do outro.  |
| 2clip7-2        | Modelo com dois cliques de sete milímetros distantes dois milímetros um do outro.   |

## ***SUMÁRIO***

## SUMÁRIO

|                                                                                   |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1. INTRODUÇÃO.....</b>                                                         | <b>19</b> |
| <b>2. REVISÃO DA LITERATURA.....</b>                                              | <b>27</b> |
| 2.1- EVOLUÇÃO CLÍNICA DAS REABILITAÇÕES ORAIS SOBRE IMPLANTES.....                | 28        |
| 2.2- TENSÕES PERIIMPLANTARES.....                                                 | 35        |
| 2.3- MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....                                            | 41        |
| <b>3. PROPOSIÇÃO.....</b>                                                         | <b>46</b> |
| <b>4. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>                                                | <b>48</b> |
| 4.1 - PRÓTESE SOBRE IMPLANTE UTILIZANDO BARRA.....                                | 49        |
| 4.2 - MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....                                           | 50        |
| 4.3 - MODELOS GEOMÉTRICOS.....                                                    | 55        |
| 4.4 - DEFINIÇÃO DA MALHA.....                                                     | 62        |
| 4.5 - CONDIÇÕES DE CONTORNO E CARREGAMENTOS.....                                  | 63        |
| 4.6 - ANÁLISE DOS RESULTADOS. ....                                                | 65        |
| <b>5. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>                                             | <b>70</b> |
| 5. 1 - COMENTÁRIO GERAL.....                                                      | 71        |
| 5.2 - REABILITAÇÕES COM PRÓTESE MUCOSSUPORTADA IMPLANTORRETIDA.                   | 73        |
| 5. 3 - O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS COMO TÉCNICA PARA ANÁLISE<br>DE TENSÃO..... | 76        |
| 5.4 - PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE.....                                               | 78        |
| 5.5 - ANÁLISE COMPARATIVA.....                                                    | 87        |
| <b>6. CONCLUSÕES.....</b>                                                         | <b>98</b> |
| REFERÊNCIAS.....                                                                  | 101       |

## ***1-INTRODUÇÃO***

A preocupação do homem em repor dentes perdidos é antiga. Existem registros de achados arqueológicos com cerca de 4000 anos. Diversos artefatos, com diferentes materiais, foram encontrados em arcadas dentárias em diversos povos, como os Fenícios, os Etruscos, Egípcios, Maias, Romanos e Japoneses. Dentre os tipos de materiais encontrados estão: dentes humanos, de animais, marfim, ouro, madeira e até mesmo pedra. Interpreta-se com estes achados a importância creditada pelo ser humano à manutenção da dentição, como também, nas diferentes épocas, a evolução de seus conhecimentos sobre a função e estética do aparelho mastigatório (SPIEKERMANN,1995).

Nas últimas décadas, impulsionada pelos avanços científicos e tecnológicos, juntamente com o anseio da humanidade em repor dentes perdidos, a odontologia alcançou o tão almejado estágio de sucesso e previsibilidade em suas reabilitações, ao ponto de denominarem de terceira dentição, a atual era dos implantes osseointegrados. O campo da implantodontia dental e maxilo-facial são brindados hoje com uma ampla gama de possibilidades e elementos, que, corretamente indicados e aplicados, permitem solucionar situações que até algum tempo eram consideradas insolúveis. A implantodontia dental está alicerçada em diversas áreas do conhecimento como a biomecânica, metalurgia, metalografia, biomateriais, histofisiologia, imunologia e biologia ultra-estrutural. A estas ciências básicas é que se acoplam às ciências clínicas, tais como a periodontia, a cirurgia e a prótese.

O último grande feito de excepcional importância foi apresentado por Per-Ingvar Brånemark e seus colaboradores em 1982, em conferência sobre osseointegração na clínica dental. Apresentaram uma revisão que compreendia as ciências básicas, biomateriais e investigação clínica de um estudo com duração de 17 anos, produzido em seus laboratórios na Suécia. Relataram que, com a consolidação da osseointegração e sua introdução na clínica odontológica, houve um aumento do conjunto de opções para reabilitar espaços protéticos

edêntulos, proporcionando, principalmente aos desdentados totais, próteses que apresentam melhores níveis de função mastigatória, fonética e estética, oferecendo uma melhor qualidade de vida aos portadores desta deficiência.

A necessidade do uso de tratamentos reabilitadores associados a implantes dentários resulta do efeito combinado de diversos fatores, incluindo: o envelhecimento da população com o aumento na expectativa de vida; conseqüências anatômicas da ausência dos dentes; desempenho insatisfatório das próteses removíveis; aspectos psicológicos da perda dental e resultados previsíveis a longo prazo das reabilitações protéticas suportadas por implantes. A perda total dos dentes pode ser compensada, normalmente, com procedimentos protéticos, com ou sem implantes. Carlsson, Hedegard e Koivumaa, (1976) relatam que, embora muitos pacientes portadores de prótese removível total convencional estejam satisfeitos com a função e estética, outros são infelizes com este tipo de prótese. De Boer (1993) relata que a perda dental, principalmente em pacientes desdentados totais, é interpretada como uma perda física. Brånemark (1983) denomina os desdentados totais de inválidos orais. A dominação deste sentimento não é conseguida por algumas pessoas, o que as torna incapazes de obter a função adequada com uma prótese total convencional.

Os protocolos que utilizam os implantes osseointegrados como suporte na reabilitação protética de desdentados com prótese total fixa, tanto em maxila quanto em mandíbula, requerem níveis mínimos de quantidade e qualidade óssea para serem concretizados (ADELL, LEKHOLM e ROCKLER, 1981; ADELL *et al*, 1990; JEMT; LEKHOM, 1995). Além disso, as próteses totais fixas nem sempre determinam o completo restabelecimento das dimensões perdidas pela perda de tecidos envolvidos com a remoção dos dentes e alterações na fonética.

Sobredentadura mucossuportada e implantorretida (MUSIR) caracteriza-se por ser uma prótese suportada predominantemente pela área basal desdentada e retida por implantes. Tem

demonstrado ser uma solução protética de excelente resolatividade funcional, estética, fonética, conferindo ainda grande retentividade associada à possibilidade de remoção da peça para higienização. Este é um aspecto importante a ser considerado, visto que a demanda por reposição de dentes advém, em grande parte, de pacientes idosos, muitos apresentando dificuldades psicomotoras. Essa modalidade de prótese oferece também, características que preenchem as dificuldades encontradas em algumas reabilitações com próteses totais fixas, como por exemplo: 1- quantidade e qualidade óssea reduzidas; 2- recusa do paciente a submeter-se às técnicas de reconstrução óssea devido à necessidade de restaurar os volumes das estruturas perdidas, relacionados, na grande maioria, com a maxila; 3- estética e fonética prejudicadas; 4- situação financeira, uma vez que o custo envolvido num plano de tratamento é com menor número de implantes (LEWIS; NISHIMURA; SHARMA, 1992; DAVIDOFF, 1993; STOFFER, 1995; HEBEL; GALINDO e GAJJAR, 2000).

Diversos métodos de retenção são utilizados nesta modalidade protética, como o sistema barra/clipe, encaixe de precisão com pino, encaixe de precisão com barra, encaixe de precisão com magneto, coroas telescópicas e *O'ring* (STRUB; WITKOSKI; EINSELE, 1997). A figura 1 ilustra alguns desses sistemas de retenção.

Adell, Lekholm e Rockler, (1981) comprovaram o sucesso e a previsibilidade das reabilitações com implantes osseointegrados, porém constataram a ocorrência de algumas complicações mecânicas envolvendo esta forma de tratamento. Esses autores consideraram como um dos fatores fundamentais para o insucesso das reabilitações sobre implantes, a sobrecarga na supra-estrutura protética e que o processo de reabsorção óssea é variável em sua quantidade e obedece à seguinte seqüência: durante o primeiro ano de carga sobre a prótese ocorre a perda média de 1.5 mm e 0.1 mm nos anos subseqüentes.

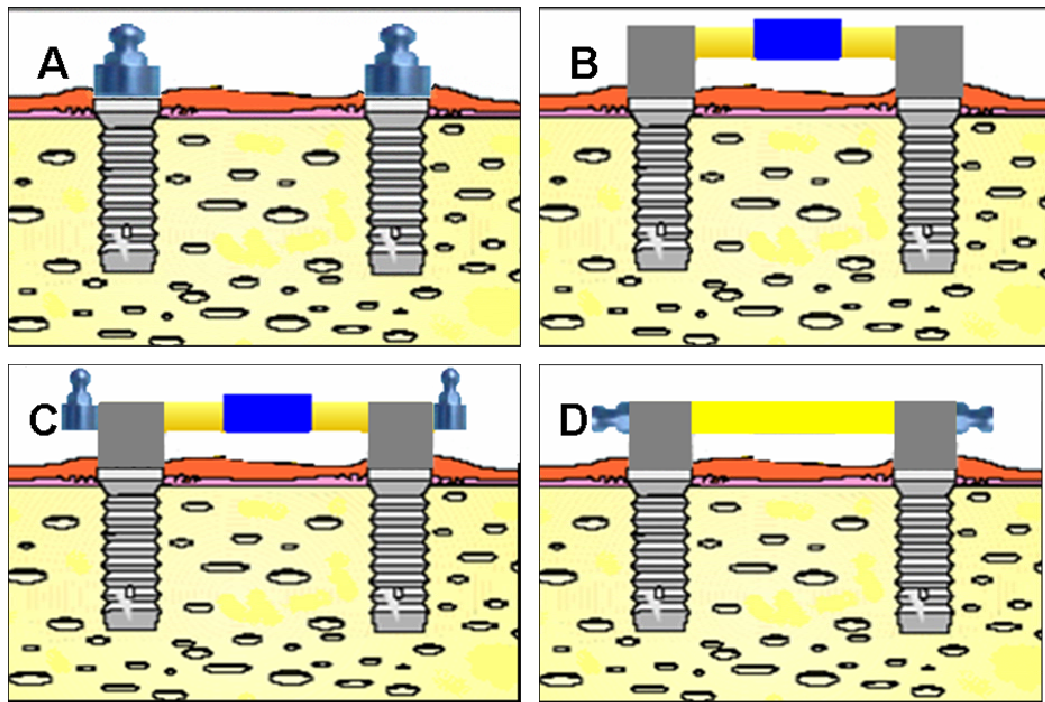


Figura 1 - Sistemas de retenção para prótese mucossuportada e implantorretida. (A) sistema O`ring; (B) sistema barra/clipe; (C) sistema composto com barra/clipe e O`ring e (D) sistema de encaixe de precisão.

Diversas hipóteses procuram justificar o fator primário dessa perda óssea, dentre elas as mais aceitas são a indução por bactérias e a sobrecarga oclusal. Periimplantite induzida por placa encontra suporte em estudos experimentais em animais, nos quais o acúmulo de placa bacteriana ao redor de implantes levou à inflamação característica da doença (LINDHE; BERGHLUNDH e LIJENBERG, 1992).

O estudo de Isidor (1996) é uma das colaborações que dá suporte à teoria da sobrecarga oclusal. Estudando o processo de perda óssea causada por sobrecarga em implantes orais em macacos, demonstrou que, comparado com o acúmulo de placa bacteriana, a perda óssea era muito mais severa, como resultado de forças oclusais, do que somente a ação bacteriana. As tensões que ocorrem na crista do rebordo, quando ultrapassam os limites fisiológicos, podem causar microfraturas no osso ou tensão na zona de sobrecarga patológica e reabsorção. Pode também ocorrer a diminuição do suprimento sanguíneo na região que está sofrendo tensão, o que

acarreta em perda óssea, tornando o ambiente mais susceptível às bactérias anaeróbias (LINDQUIST; ROCKLER e CARLSSON, 1988).

Estudos com modelos em elementos finitos e fotoelasticidade sugerem que a ausência de ligamento periodontal no implante dentário resulta em uma concentração de tensões na região da crista óssea, cervicalmente ao implante (KO, KOHN; HOLLISTER, 1992; KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005; KITAMURA *et al*, 2005). Segundo Jacobs e Steenberghe (1993), pacientes que receberam implantes dentários possuem o limiar de percepção tátil até 50 vezes mais alto que pacientes com dentição natural. Isso deixa os implantes com um potencial elevado ao risco de receberem sobrecarga oclusal.

Aspectos relacionados a problemas encontrados na biomecânica das reabilitações com implantes osseointegrados têm recebido destaques nos trabalhos encontrados na literatura, os quais procuram encontrar soluções para minimizar as dificuldades desta natureza (SKALAK, 1983; AKAGAWA *et al*, 1992; RUBO; SOUZA, 2001).

Muitos estudos têm sido desenvolvidos para observar o comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados. O método de análise fotoelástica tem sido largamente utilizado, porém, não permite a construção de um modelo com características próprias das estruturas (ROCHA, 2000).

O método dos elementos finitos, introduzido por Turner *et al.*<sup>1</sup> (1956, apud ROCHA, 2000, p.3), em modelos tridimensionais, é um avançado e eficaz processo de análise de tensões, deformações e deslocamentos, em modelos *in vitro*. Ele é uma técnica numérica utilizada inicialmente na Engenharia. Hoje vem promovendo uma revolução em diversas formas de pesquisas biomecânicas em áreas como Ortopedia, Cardiologia e Odontologia.

---

<sup>1</sup> TURNER, M.J.; CLOUGH, R.W.; MARTIN, HC.; TOPP, L.J. Stiffness and deflection analysis of complex structures. **J Aero Sci**, v.23, n.9, p.805-823, Sept. 1956.

Visto a impossibilidade, até o presente momento, de visualização e aferição das tensões que são dissipadas na interface osso/implante, *in vivo*, vários autores têm utilizado o método dos elementos finitos, por ser uma metodologia confiável, com aceitação e credibilidade perante a comunidade científica mundial (HOLMEGREN *et al*, 1998; BARBIER *et al*, 1998; ROCHA, 2000; KITAMURA *et al*, 2005; KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005).

Neste estudo, o sistema de retenção barra/clipe é avaliado analisando diferentes disposições, tamanhos e quantidades de cliques, e sua influência na distribuição de tensões na interface osso/implante. O objetivo principal é avaliar o gradiente de tensão gerado na região periimplantar, em sistema de prótese MUSIR por barra tipo Dolder e clipe plástico. Neste caso, serão avaliados, comparativamente, os níveis de tensões quando da aplicação de carga simulando forças mastigatórias, em cinco diferentes configurações: (1) um clipe de 5.0 mm; (2) um de 7.0 mm, fixados no centro da barra; (3 e 4) dois cliques de 5.0 mm em duas diferentes posições e (5) dois cliques de 7.0 mm em uma posição na barra. Foram utilizadas várias posições limites e simétricas de fixação para os cliques. No caso de dois cliques de 7.0 mm, para uma barra de 20.0 mm, mantendo um afastamento de 2.0 mm desses aos pilares devido a limitações geométricas, utilizou-se apenas uma posição de fixação na barra. Para fazer o estudo foi desenvolvido um modelo numérico tridimensional de elementos finitos do sistema barra/clipe, que consiste de barra tipo Dolder, fundida a pilares UCLA (Universidade da Califórnia Los Angeles), aparafusada a dois implantes inseridos em bloco ósseo mandibular.

O objetivo específico deste estudo é avaliar qual a configuração do sistema, das cinco possibilidades analisadas, oferece menores níveis de tensão à região periimplantar, com o intuito de atenuar um dos principais fatores que interfere na natureza da interação osso/implante, a sobrecarga oclusal. Possibilitando assim, avaliar o projeto do sistema barra tipo Dolder