

GUSTAVO DINIZ GRECO

**ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS POR DOIS PADRÕES DE  
DESOCCLUSÃO EM UM MODELO TRIDIMENSIONAL DE PRÓTESE TOTAL  
IMPLANTOSSUPORTADA SEM EXTENSÃO DISTAL LIVRE.**

Faculdade de Odontologia

Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte

2011

GUSTAVO DINIZ GRECO

**ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS POR DOIS PADRÕES DE  
DESOCLUSÃO EM UM MODELO TRIDIMENSIONAL DE PRÓTESE TOTAL  
IMPLANTOSSUPOORTADA SEM EXTENSÃO DISTAL LIVRE.**

Tese apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Odontologia – área de concentração em Clínica Odontológica.

**Orientador:** Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

**Co-orientadora:** Prof. Dra. Tulimar P. M. Cornacchia

Belo Horizonte

2011

G791a Greco, Gustavo Diniz  
2011 Avaliação tridimensional das tensões funcionais de desoclusão, em um  
T modelo de prótese total implantossuportada, sem extremo distal livre /  
Gustavo Diniz Greco. 2011.  
76f.: il.  
Orientador: Allyson Nogueira Moreira  
Co-orientadora: Tulimar Perira Machado Cornacchia  
Tese (Doutorado)- Universidade Federal de Minas Gerais,  
Faculdade de Odontologia.  
1. Análise de elemento finito – Teses. 2. Implante dentário – métodos –  
Teses. I. Moreira, Allyson Nogueira. II. Cornacchia, Tulimar Pereira  
Machado. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de  
Odontologia. IV. Título

BLACK D047

## DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado a meu pai, Otaviano Greco, por ser o pai e principalmente o avó que é. Ao grande Lucca meu filho e maior motivo de alegrias de nossas vidas!

## **AGRADECIMENTOS**

A DEUS que sempre ilumina e guia os meus caminhos.

Aos meus Pais, Otaviano e Walkyria agradeço de coração pelo amor, dedicação, incentivo e confiança constantes durante toda minha vida.

Ao meu irmão, Alexandre, agradeço todo o apoio e ajuda nesta caminhada e nas que virão.

Ao Lucca, o filhão que chegou para completar nossas vidas.

Ao Professor Doutor Allyson Nogueira Moreira, meu orientador, agradeço a confiança e a atenção.

A Professora Doutora Tulimar P. Machado Cornacchia, co-orientadora deste trabalho, agradeço o apoio.

A Professora Doutora Cláudia Silame de Magalhães, colaboradora deste trabalho, agradeço toda a atenção, apoio e principalmente a confiança pessoal e profissional.

Ao Professor Doutor Estevam Barbosa de Las Casas, colaborador deste trabalho, agradeço todo o tempo disponível e colaboração, principalmente na parte dos procedimentos de Engenharia. Sem esta grande colaboração nada seria possível.

Aos amigos do Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG pelo apoio na parte de engenharia deste trabalho e pelos bons momentos passados no laboratório.

Aos colegas da UFMG pelo companheirismo e amizade.

Ao Engenheiro Mecânico, Cristiano Felizardo, que muito colaborou nos procedimentos de modelagem e análises.

Aos Colegas Professores da Faculdade de Odontologia da FEAD e aos meus alunos que são um incentivo constante neste aprimoramento.

Aos Diretores, Coordenadores, Professores e funcionários da Faculdade de Odontologia da UFMG.

A todos, mesmo os anônimos, que de forma direta ou indireta tornaram este sonho uma realidade.

## RESUMO

Este trabalho analisou, pelo método dos elementos finitos tridimensional (3D), as tensões geradas nos implantes, infraestrutura metálica e na interface ossoimplante, por diferentes padrões de desocclusão em uma prótese total inferior, implantossuportada, sem extremidade distal livre. Foi desenvolvido um modelo 3D de uma prótese total implantossuportada, inferior, propondo uma modificação no protocolo de Brånemark, incluindo dois implantes curtos na região distal da mandíbula. O pacote do programa Abaqus® foi utilizado no pré e pós processamento dos dados. Os resultados obtidos mostram que nos padrões de desocclusão em guia canino (GC) e oclusão balanceada bilateral (OBB) baixos níveis de tensões de tração foram visualizados em toda estrutura óssea de suporte. Na desocclusão em GC, áreas de maior concentração de tração, foram detectadas na interface ossoimplante da região mesial do implante distal do lado de trabalho e, tensões de compressão foram visualizadas no tecido ósseo nas interfaces ossoimplante das regiões distais de canino e do implante distal do lado de trabalho. As maiores tensões foram localizadas na região do pescoço do implante curto do lado de trabalho. Na OBB, áreas de concentração de tensões de tração e compressão ocorreram nas interfaces ossoimplante dos implantes distais no sentido vestibulolingual. Não foram visualizadas áreas de tensões de compressão significativas nos implantes anteriores. O padrão de OBB seria mais indicado por proteger os implantes anteriores, além das áreas de concentração de tração e compressão nos implantes distais se inverter, conforme se alternam os lados de trabalho e balanceio. A inclusão dos implantes curtos nas regiões distal mandibulares gera uma melhor distribuição das tensões nos implantes pilares.

## **DESCRITORES**

Oclusão dentária. Implante de prótese dentária. Biomecânica. Análise de elementos finitos.

**ABSTRACT****THREE-DIMENSIONAL EVALUATION OF FUNCTIONAL STRESS ON THE  
DISOCLUSION IN A MODEL OF COMPLETE DENTURE SUPPORTED BY  
IMPLANTS WITHOUT CANTLEVER.**

This study analyzed by the finite element method (FEM), the stresses generated in the implants, metallic infrastructure and the bone / implant interface, for different patterns of disocclusion in a mandible complete denture, supported by implants without free distal end. We developed a 3D model of a complete denture supported by implants, proposing a Brånemark protocol modification, including two short implants in the mandible distal region. The program package ABAQUS ® was used in pre and post data processing. The results show that in patterns of disocclusion in canine guide (CG) and bilateral balanced occlusion (BBO) low levels of tensile stresses were seen in all bone structure support. In CG, areas of high concentration were found traction in the interface bone/implant in the mesial region of the distal implant on the work side and compressive stress were seen on bone tissue interfaces in bone/implant of the canine and distal regions of the distal implant on the work side. The highest stresses were located in short implant neck on the work side. In BBO, concentration areas of tensile and compression occurred at the bone/implant interface of distal implant in the buccolingual direction. There were no areas of significant compressive stress in the anterior implants. The BBO pattern is more appropriate for protecting anterior implants. The focus areas of tension and compression in the distal implants to reverse as alternate work and balancing side. The inclusion of short implants in the mandible distal region generates a better stresses distribution in the implants.

**KEY WORDS:**

Dental occlusion. Dental implant. Biomechanics. Finite element analysis.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|  |    |
|--|----|
| Figura 1: Modelo de elementos finitos tridimensionais..... | 26 |
| Figura 2: Identificação dos implantes simulados.....       | 27 |
| Figura 3: Pontos de aplicação das cargas.....              | 28 |

## LISTA DE QUADROS

|   |    |
|---|----|
| Quadro 1 - Dados utilizados na programação dos modelos tridimensionais..... | 27 |
|---|----|

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

MEF – Método dos elementos finitos

3D – Tridimensionais

GC – Guia canino

OBB – Oclusão balanceada bilateral

N - Newtons

## LISTA DE SÍMBOLOS

U – Coeficiente de Poisson

E – Módulo de Elasticidade

## SUMÁRIO

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO.....</b>   | <b>15</b> |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>  | <b>18</b> |
| <b>3 OBJETIVOS.....</b>  | <b>23</b> |
| 3.1 Objetivos gerais.....  | 23        |
| 3.2 Objetivos específicos.....   | 23        |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>   | <b>24</b> |
| <b>5 RESULTADOS.....</b>   | <b>28</b> |
| 5.1 Artigo 1: Standard of disocclusion in complete dentures supported by implants without free distal end: analysis by the finite elements method..... | 29        |
| 5.2 Artigo 2: Distribuição das tensões de desocclusão na interface ossoimplante em um protocolo de Brånemark modificado.....                           | 45        |
| <b>6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>   | <b>72</b> |
| <b>7 REFERÊNCIAS .....</b>   | <b>73</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A terapia com implantes osseointegrados teve evolução significativa desde o início de sua aplicação há aproximadamente meio século. A definição de osseointegração, apresentada por Brånemark<sup>1</sup>, é um marco na implantodontia. A publicação de inúmeros trabalhos proporcionou base científica e respeitabilidade necessária à implantodontia<sup>2</sup>.

O “protocolo Brånemark” é composto por uma prótese total fixa, suportada por quatro a seis implantes como pilares, localizados na região mental, com extremo livre distal bilateral. Desde o início da osseointegração, existe um interesse em demonstrar e identificar os fatores oclusais mais adequados a este tipo de prótese, proporcionando uma oclusão mais harmoniosa e eficaz, entendendo assim suas relações com o sistema estomatognático<sup>3</sup>. Durante este período, tem sido investigada a associação desses fatores com os músculos da mastigação, eficiência mastigatória, bruxismo, articulação têmporomandibular e tecidos adjacentes. No entanto, verificam-se poucas conclusões com consistência e sustentação científica<sup>4-8</sup>.

Com a evolução dos trabalhos nesta área, tornou-se mais frequente a utilização de reabilitação oral implantossuportada tanto no arco superior quanto inferior dos pacientes e, observa-se clinicamente nestes casos que a região do extremo distal livre, frequentemente, não resiste a este padrão de distribuição de tensões oclusais e de desocclusão. As limitações anatômicas da maxila nas regiões dos seios maxilares são bem contornadas, com a utilização das técnicas cirúrgicas de levantamento de assoalho do seio maxilar ou cirurgias guiadas por programas computacionais. Entretanto, nas regiões posteriores da

mandíbula, o canal mandibular compromete, significativamente, a instalação de implantes osseointegráveis, dificultando a confecção de trabalhos protéticos com extremidades livres reduzidas ou até mesmo sem extremo livre<sup>4, 9-12</sup>.

Quando este tratamento reabilitador foi proposto por Brånemark, a definição do padrão de desocclusão foi baseada na presença da prótese total mucossuportada no arco antagonista, o que sugeriu a indicação da oclusão balanceada bilateral (OBB), seguindo toda filosofia utilizada como padrão para as próteses totais mucossuportadas<sup>1</sup>.

Analisando o padrão de desocclusão em um modelo tridimensional de prótese total implantossuportada, “protocolo de Brånemark”, com extremidade distal livre bilateral foi possível observar que a desocclusão em GC gerou tensões até três vezes menores nos implantes do que quando comparado com o padrão de OBB<sup>7</sup>.

Sendo assim, pode-se questionar: seria benéfica a utilização de um implante curto na região posterior da mandíbula, bilateralmente, eliminando-se assim a extremidade distal livre?

A modelagem destas próteses, por programas de computação gráfica e a análise biomecânica tridimensional (3D), permitida pelo método dos elementos finitos (MEF), além de não ser invasiva contribui para estudos sobre regiões de difícil acesso, ou até mesmo impraticáveis, como, por exemplo: medir tensões, deformações e deslocamentos nos implantes e estruturas ósseas de sustentação<sup>7, 8, 13, 14</sup>.

Assim, amparando-se pela disponibilidade desta tecnologia, optou-se por desenvolver uma pesquisa que recorre à modelagem 3D via MEF, o que viabiliza o trabalho de análise do comportamento biomecânico dos implantes e

das estruturas ósseas que sustentam esta prótese. Com este propósito, avaliou-se a distribuição das tensões geradas nos implantes, na estrutura metálica e na interface ossoimplante, simulando condições fisiológicas em dois padrões de desocclusão (GC e OBB), modificando o “protocolo de Brånemark”, com a inclusão de implantes curtos na região distal da mandíbula, bilateralmente, eliminando-se assim o extremo distal livre da prótese.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Os padrões de oclusão e desocclusão podem ser considerados fatores críticos para a longevidade dos componentes do sistema estomatognático, inclusive dos implantes osseointegrados. Na dentição natural, o ligamento periodontal comporta-se de maneira muito diferente do que ocorre com os pilares de implantes, justamente pela ausência desse ligamento. Por não existir ligamento periodontal na interface ossoimplante, a distribuição destas tensões funciona de forma mais direta, enquanto na dentição natural, esse tecido funciona como um amortecedor que melhora o sistema de absorção das tensões oclusais. Sendo assim, as tensões transmitidas para a prótese e seus componentes, para os implantes e para a interface ossoimplante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Vale ressaltar que, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o trabalho fracassará devido às sobrecargas e a má distribuição das forças mastigatórias<sup>5, 6, 15, 16</sup>.

A instalação de quatro a seis implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos, unidos por uma infraestrutura metálica permite a introdução de dentes em extensão distal ou *cantilever*, restabelecendo a estética, fonética e função do sistema mastigatório. Este tipo de prótese teve sua indicação inicial quando conjugada com uma prótese total mucossuportada no arco antagonista o que permite a distribuição de tensões de menor magnitude aos implantes e aos componentes desta prótese<sup>1</sup>.

O protocolo de Brånemark foi desenvolvido para ter como antagonista uma prótese total mucossuportada<sup>17</sup>. Com a evolução da tecnologia na

implantodontia, tanto no desenho dos implantes, na tecnologia do tratamento da superfície dos implantes e nas técnicas cirúrgicas, este tipo de prótese vem sendo cada vez mais utilizada com antagonistas das mais variadas formas e suportes, como por exemplo, implantossuportadas, dentossuportadas ou próteses mistas. Com isto, o que se observa clinicamente é que a distribuição das tensões geradas nas cargas funcionais vem sobrecarregando os implantes podendo causar fratura das próteses com extremidade distal livre<sup>7,8, 13, 14</sup>.

Em 2000, Becker e Kaiser analisaram as tensões de compressão e tensões de tração em implantes instalados em mandíbulas edêntulas. Em um primeiro momento foram utilizados quatro implantes na região mentoniana, pré-forame, com uma extremidade livre bilateral com comprimento de 8 mm. Uma carga vertical de 100 N e horizontal de 10 N foi aplicada em uma das extensões distais. O resultado mostrou, que o primeiro implante sofreu tensões de compressão, enquanto o segundo sofreu tensões de tração. Aumentando o comprimento da extensão distal livre para 16 mm, as tensões aumentaram consideravelmente. Próteses com extremo livre bilateral são aceitáveis, mas não podendo exceder esse comprimento em duas vezes a largura de um pré-molar. Mesmo com a utilização de mais implantes, este comprimento continua promovendo uma condição desfavorável, mantendo as tensões de compressão no implante distal<sup>9</sup>.

Um modelo de mandíbula com prótese implantossuportada foi simulado, utilizando a análise de MEF, 3D. As variáveis introduzidas no estudo incluíam: densidade do osso esponjoso, comprimento de intermediários e implantes, comprimento do extremo livre, número e arranjo de implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga da estrutura metálica. Foi aplicada uma força de

100 N no sentido vertical. Os autores concluíram que a distribuição das tensões se mostrou melhorada em um osso esponjoso, com intermediários protéticos, implantes longos e extremidade livre reduzida<sup>20</sup>.

Os efeitos das variações do comprimento dos extremos livres foram investigados, avaliando 55 casos clínicos, com distribuição de carga aplicada verticalmente aos implantes. Foram investigados: obtenção dos modelos dos casos clínicos, introdução da geometria do arco, localização dos implantes no computador e o cálculo máximo permitido para comprimento da extremidade livre. Os resultados obtidos demonstraram que quando a carga oclusal foi aplicada na região de extremo livre, o primeiro implante, o mais distal (mais próximo à carga), sofreu tensões de compressão e os demais implantes, sofreram tensões de tração. Tensões excessivas sempre ocorrem quando a carga oclusal for aplicada nas regiões distais de extremo livre. Quando analisamos a distribuição dos implantes, em uma visão anteroposterior e observamos uma distância superior a 11,1 mm é possível estabelecer uma extensão distal suficiente para prover estética, fonética e função sem maiores complicações biomecânicas. O comprimento máximo da extremidade calculado pelo modelo variou linearmente, com a distância anteroposterior dos implantes, mas sempre as tensões de compressão se concentram na região do implante mais distal<sup>21</sup>.

As tensões das forças mastigatórias agindo sobre os implantes dentais podem gerar tensões de compressão, que são indesejáveis nas estruturas ósseas adjacentes, podendo causar defeitos ósseos e uma eventual falha do implante. A influência do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição de tensões foi avaliada, utilizando o MEF 3D. Foram

confeccionados modelos simulando implantes instalados nas posições verticais, na região de molares mandibulares, com variações no diâmetro e no comprimento dos mesmos. A carga mastigatória foi simulada em uma direção natural, perpendicular ao plano oclusal. Os valores das tensões foram computados na interface ossoimplante. As áreas de tensões máximas foram localizadas em torno da área do pescoço do implante. Os autores concluíram que um aumento no diâmetro do implante tem um resultado mais satisfatório que o aumento do comprimento do mesmo em relação à diminuição das tensões máximas<sup>22</sup>.

Com o auxílio de tomografia computadorizada e um programa de computador (Cad-Cam - surgical template), os resultados clínicos foram analisados, em cirurgias de carga imediata guiada, tendo quatro implantes como pilares de sustentação de uma prótese total. Foram instalados 92 implantes em 23 pacientes, com acompanhamento clínico de 6 a 21 meses. Foi avaliada a inserção óssea, supuração, desconforto do paciente, infecção e mobilidade. Os resultados obtidos mostraram que o índice de sucesso foi de 92,7% na maxila e 100% na mandíbula. A média da perda óssea marginal foi de 1,9 mm no primeiro ano de acompanhamento. Foi possível concluir que este tipo de prótese tem uma boa previsibilidade e uma alta taxa de sucesso<sup>10</sup>.

Outro modelo de prótese total implantossuportada, utilizada como carga imediata, apenas em resina composta, sem estrutura metálica convencional, com extremidade distal livre bilateral, foi analisada, utilizando-se o MEF. Os autores chegaram à conclusão de que este sistema de prótese transmitiu tensões máximas toleráveis ao osso cortical<sup>23</sup>.

As tensões geradas na interface ossoimplante, por diferentes padrões de desocclusão em uma prótese total inferior, implantossuportada, com extremidade distal livre bilateral, de acordo com o protocolo de Brånemark, foram analisadas utilizando-se o MEF 3D. Os resultados mostraram que o padrão de desocclusão em GC gera uma tensão maior na região de interface entre o primeiro implante e os tecidos de suporte e, na OBB, as tensões foram altas na região de interface ossoimplante do primeiro e do último implante. A tensão máxima encontrada na simulação da OBB foi aproximadamente três vezes maior que a encontrada na simulação da desocclusão em GC. Os autores concluíram, que o padrão de desocclusão em guia canino é mais indicado para esse tipo de prótese<sup>7</sup>.

Foi descrita uma alternativa para pacientes edêntulos mandibulares, quanto ao uso das próteses fixas implantossuportadas com extremo livre em balanço bilateral. O autor sugeriu, que quando a qualidade óssea for suficientemente boa sobre o canal mandibular poderiam ser instalados implantes isolados bilateralmente. Esses dois implantes promoveriam um suporte distal nas extremidades. Para o autor, a utilização de implantes posteriores para suportar a extensão distal reduz o potencial de produzir microdanos<sup>24</sup>.

Com a evolução na tecnologia de fabricação de implantes curtos, esta alternativa de eliminar a extremidade distal livre se tornou mais viável, sendo necessários estudos para verificar quais seriam os padrões de desocclusão mais indicados para esta nova proposta de prótese.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

- Avaliar o comportamento biomecânico de uma prótese total inferior, implantossuportada, sem extremo distal livre, submetida às tensões geradas por diferentes padrões de desocclusão, utilizando-se o método de elementos finitos tridimensionais.

#### **3.2 Objetivos específicos**

- Analisar a distribuição das tensões na desocclusão em GC e OBB, com a inclusão de implantes curtos nas regiões posteriores da mandíbula.
- Verificar as tensões, deformações e deslocamentos na estrutura metálica da prótese e dos implantes nos padrões de desocclusão em GC e OBB.
- Verificar as tensões e deformações e deslocamentos na interface ossoimplante nos padrões de desocclusão em GC e OBB.

#### 4 MATERIAL E MÉTODO

Com a utilização do programa Abaqus® 2008 (CAE Version 6.7 - USA), foram modificados os modelos 3D, desenvolvidos por Greco e colaboradores<sup>7</sup>,<sup>8</sup>. O novo modelo simulou uma prótese implantossuportada inferior, tipo protocolo de Brånemark, com sete implantes como pilares, sendo cinco deles foram instalados na região mentoniana, intraforames e os outros dois nas regiões posteriores da mandíbula. Sobre estes implantes foi desenhada uma prótese total com infraestrutura metálica em níquelcromo, composta por doze elementos dentários artificiais, ou seja, de primeiro molar inferior esquerdo a primeiro molar inferior direito e pequena faixa gengival em resina acrílica ativada termicamente (2 mm), sem contato com tecido mucoso respeitando uma área de higienização de 3mm.

Os cinco implantes foram distribuídos na região mentoniana, pré-forame, respeitando uma distância de 4 mm entre suas plataformas. Todos estes implantes são cilíndricos, com 13 mm de altura por 3,75 mm de diâmetro (Brånemark System ® Mk III Groovy – Nobel Biocare). Os implantes distais foram cilíndricos, com 5 mm de altura por 5 mm de diâmetro (Titamax WS® - Neodent). Os componentes protéticos simulados apresentaram 3 mm de altura (Multi-unit Abutment – Nobel Biocare). Estes componentes também são fabricados em Titânio. (Figura 1)

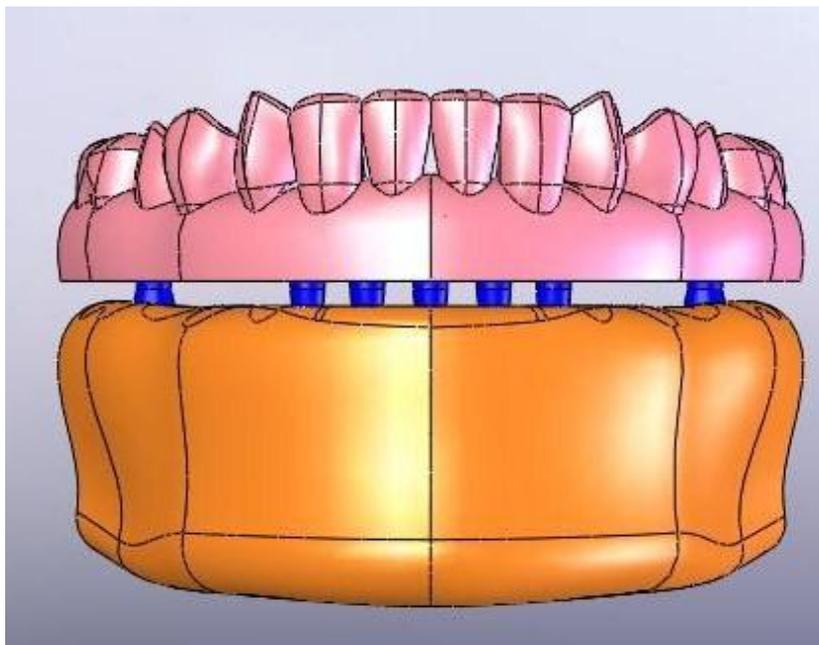


Figura 1: Modelo de elementos finitos tridimensionais.

A infraestrutura metálica em níquelcromo (Wironia® BEGO, Bremer/Alemanha) foi simulada com uma espessura de 6 mm, altura de 4 mm e um comprimento total equivalente ao comprimento da prótese, ou seja, sem extremidade distal livre.

Envolvendo esta infraestrutura foi desenhada a parte gengival em resina acrílica ativada termicamente (Clássico/RMV, São Paulo Brasil) e os 12 dentes artificiais (Ivoclar Vivadent Ltda – São Paulo – Brasil).

Os implantes foram identificados com a numeração de um a sete sendo que o implante 1 é o implante curto, com 5 mm de altura, localizado na região distal da mandíbula do lado de trabalho. O implante 7 é o implante curto, com 5 mm de altura, localizado na região distal da mandíbula, do lado de balanceio, como mostra a Figura 2.

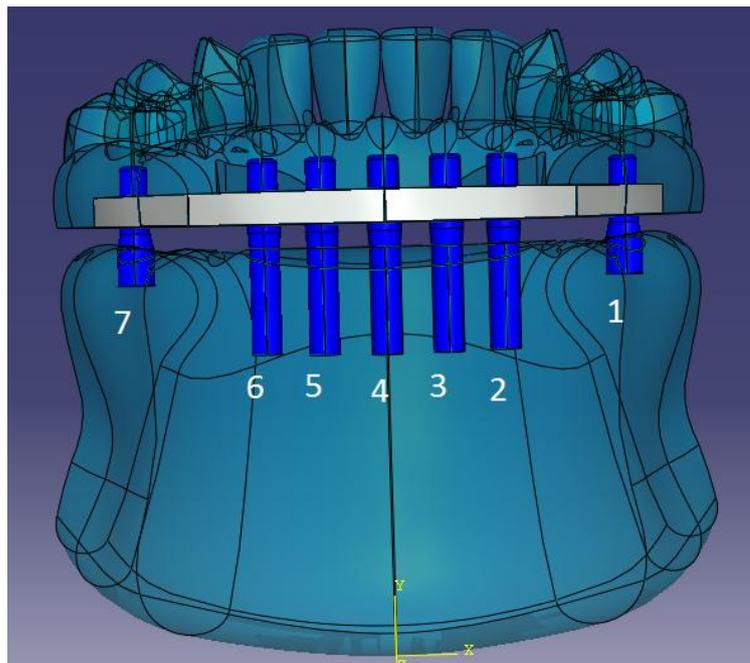


Figura 2: Identificação dos implantes simulados

O coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) e o Módulo de elasticidade ( $E$ ) de cada um dos distintos elementos que compõem os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente e estão apresentados no Quadro 1, que segue.

Quadro 1 - Dados utilizados na programação dos modelos tridimensionais.

|  | Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) | Módulo de Elasticidade ( $E$ ) |
|--|----------------------------------|--------------------------------|
| Osso alveolar <sup>5,13, 14 e 16</sup>     | 0.30                             | 1.370 MPa                      |
| Osso cortical <sup>5,13, 14 e 16</sup>     | 0.30                             | 13.700 MPa                     |
| Liga Níquel-Cromo <sup>5,13, 14 e 16</sup> | 0.28                             | 188.000 MPa                    |
| Titânio <sup>5,13, 14 e 16</sup>           | 0.35                             | 110.000 MPa                    |
| Resina acrílica <sup>5,13, 14 e 16</sup>   | 0.35                             | 2.700 MPa                      |

Os padrões de desocclusão foram simulados, aplicando-se a carga de 15 N com uma angulação de 45°. No padrão da GC, os pontos de contato foram determinados no terço oclusal da região vestibular do canino do lado de trabalho. Na OBB, os pontos foram distribuídos entre o canino do lado de trabalho, na mesma região da simulação da GC, na vertente externa das cúspides vestibulo mesial e distal do primeiro molar do lado de trabalho e nas vertentes internas das cúspides vestibulo mesial e distal do primeiro molar do lado de balanceio, como mostra a Figura 3.

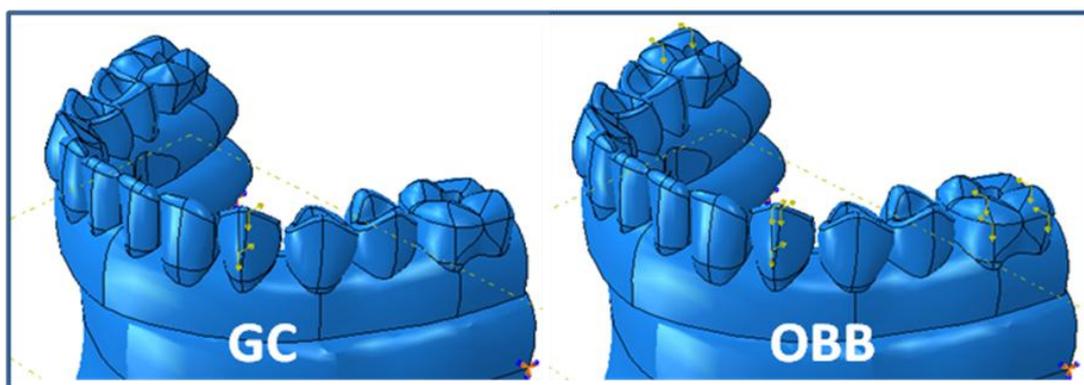


Figura 3: Pontos de aplicação das cargas.

A carga de 15 N aplicada na simulação da GC foi concentrada em um dente e na simulação da OBB, ela foi distribuída pelos três dentes, ou seja, 5 N em cada um dos dentes.

Os resultados foram analisados, comparando a magnitude de deslocamento em cada uma das simulações. A magnitude do deslocamento refere-se à soma vetorial dos deslocamentos nos eixos principais. Os valores foram obtidos na forma de gráficos que permitiram a comparação dos mesmos.

## 5 RESULTADOS

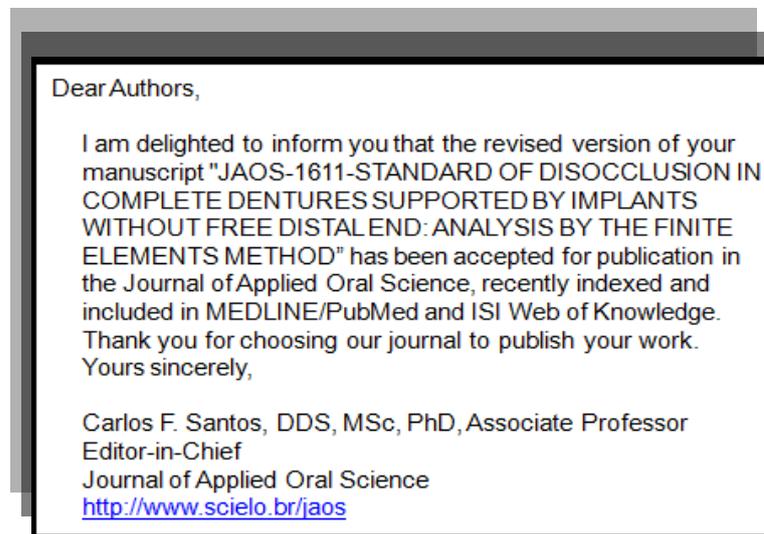
Optou-se por apresentar o trabalho em forma de artigos científicos.

Neste documento, serão apresentados:

### 5.1 Artigo 1:

**Standard of disocclusion in complete dentures supported by implants without free distal end: analysis by the finite elements method.**

Artigo aceito para publicação no periódico Journal Applied Oral Science.



### 5.2 Artigo 2:

**Análise do padrão de desocclusão em uma prótese total implantossuportada sem extremo distal**

## 5.1 Artigo 1

### **STANDARD OF DISOCCLUSION IN COMPLETE DENTURES SUPPORTED BY IMPLANTS WITHOUT FREE DISTAL END: ANALYSIS BY THE FINITE ELEMENTS METHOD**

#### ABSTRACT

**Objective:** The occlusal patterns are key requirements for the clinical success of oral rehabilitation supported by implants. This study compared the stresses generated by the disocclusion in canine guide (CG) and bilateral balanced occlusion (BBO) on the implants and metallic infrastructure of a complete denture type Brånemark protocol modified with the inclusion of the one posterior short implant on the each side.

**Material and methods:** A three-dimensional model simulated a mandible with seven titanium implants as pillars, five of them being installed between the mental foramen and the two posterior implants, located in the midpoint of the occlusal surface of the first molar. A load of 15 N with an angle of 45° was applied to a tooth or distributed in three teeth to simulate CG or BBO, respectively. The commercial program ABAQUS ® was used for model development and pre and post processing of data. The results were based on a linear static analysis and were used to compare the magnitude of the equivalent stress for each of the simulations.

**Results:** The results showed that the CG disocclusion generated higher stresses concentrated on the work side in the region of the short implant. In BBO, stresses were less intense and more evenly distributed on the prosthesis. The maximum stress found in the simulation of disocclusion CG was two times higher than that found in the simulation of BBO. The point of maximum stress was located in the neck of the short implant on the work side.

Conclusions: Under the conditions of this study, it was concluded that the pattern of BBO was more suitable than CG for the lower complete denture supported by implants without distal end free.

Key words: Dental occlusion. Dental implant. Biomechanics.

## INTRODUCTION

A complete mandibular fixed denture with five or six implants as pillars and bilateral distal end free was proposed by Brånemark<sup>2</sup> in 1983. Since then, researchers have been trying to demonstrate and identify the most appropriate occlusal factors, capable of providing a smooth and efficient disocclusion, but also to understand their relations with the stomatognathic system<sup>4, 8, 15, 17, 25</sup>. During this period, the association of occlusal factors with the mastication muscles, chewing efficiency, bruxism, temporomandibular joint and adjacent tissues have been investigated. The canine guide is more frequently used as a standard in the physiologic movements of the natural dentition<sup>20, 23</sup>. Otherwise, few consistent conclusions or scientific support concerning the occlusal patterns applied to the complete denture supported by implants were found.

The occlusal pattern can be considered a critical factor for the longevity of the components of stomatognathic system, including the integrated implants. In the natural dentition, the periodontal ligament acts as a damping system that improves the absorption of occlusal stresses. Because there is no periodontal ligament in the implant-bone interface, the stress distribution in the prosthesis and its components, implants and implant-bone interface is simpler than in natural dentition. If the occlusal forces exceed the capacity of the system, the oral rehabilitation fails due to overload and bad load distribution<sup>4, 17, 25</sup>.

The Brånemark protocol was developed to be the antagonist of conventional complete denture<sup>2</sup>. The technological evolution applied to surgical techniques, to the design and to the surface treatment of implants has allowed

the use of this type of prosthesis with antagonists supported by implants, supported by teeth or joint prostheses. There are clinical reports of cases that the stress distribution generated in the functional loads may surpass the implant's strength and cause, with some frequency, fracture on the prosthesis with the distal free<sup>13, 19, 25</sup>.

Using the finite element method (FEM), Greco *et al.*<sup>7</sup> (2009) investigated the stresses generated by different patterns of disocclusion (canine guide and bilateral balanced occlusion) in a 3D model of a lower complete denture supported by implants with the distal end free. The results showed that (I) the pattern of disocclusion in canine guide led to increased stresses in the implant on the region of the canine on the working side, and (II) in BBO stresses were high throughout the infrastructure. It was concluded that the pattern of disocclusion in canine guide was ideal for the mandibular complete denture supported by implants type "Brånemark protocol".

Currently, unlike the time when the traditional protocol was developed, the option of including bilateral short implants is available, eliminating the free distal ends. When you eliminate a bilateral free distal end, this prosthesis approaches the concepts of the fixed rehabilitation setting, in detriment of the removable rehabilitation concepts. However, the question remains as to the pattern of disocclusion in use? One could opt for a CG disocclusion following the philosophy applied to the fixed prosthesis, occlusal adjustments in the natural dentition and orthodontic treatment<sup>21, 22</sup>; or opt for BBO, following the philosophy applied on the removable complete denture, seeking for a better distribution of stresses and consequent balance of this prosthesis<sup>3, 9, 12</sup>.

Consequently, we hypothesized that the disocclusion in CG generate a stresses distribution more suitable than the BBO of a modified Brånemark Protocol prosthesis. This study aimed to compare the distribution of stresses generated by disocclusion in CG and BBO in the implants and metallic infrastructure of a modified Brånemark Protocol prosthesis, without bilateral free distal ends.

## MATERIAL AND METHODS

The program SolidWorks was used as a graphic tool to modify an existing geometric model developed by Greco *et al.*<sup>6</sup> (2009), and to insert the small implants. The new model was exported to the finite element program Abaqus<sup>®</sup> 2008 (CAE Version 6.7, Providence, Rhode Island, USA) for the simulations. In this program, the whole model was meshed with tetrahedral elements. The previous mandible base model<sup>6</sup> was also developed using Solid Works<sup>®</sup> and then edited with Abaqus CAE in order to include the proposed system geometry and denture support.

Each component of the model had its mesh set separately and subsequently joined to obtain the complete model. The junction between each component pair (jaw-implants, implants/metallic infrastructure, metallic infrastructure-artificial teeth) was made using TIE command of Abaqus commercial finite element program. As a consequence each node in the contacting surface of one component is constrained to move together with the adjacent one of the other component. This model contained 148,399 elements and 33,964 nodes. The mesh was tested and refined in the interest areas until the response did not change significantly.

The new model simulated a mandible with seven titanium implants as pillars, five of them being installed between the mental foramen, with a distance of 4 mm between their platforms. All these types of implants were cylindrical, 13 mm of height and 3.75 mm of diameter (Brånemark System<sup>®</sup> Mk III Groovy - Nobel<sup>®</sup> Biocare - Zürich-Flughafen-Switzerland). The drawings of the two posterior implants, located in the midpoint of the occlusal surface of the first molar, were cylindrical, 5 mm of height and 5 mm of diameter (Titamax WS<sup>®</sup> - Neodent<sup>®</sup> - Curitiba, Paraná - Brazil). The simulation of the prosthetic components made of titanium had 3 mm height (Multi-unit Abutment<sup>®</sup> - Nobel Biocare<sup>®</sup> - Zürich-Flughafen-Switzerland), providing a distance of 3 mm between the base of the infrastructure of the prosthesis and bone surface. (Figure 1)

A complete denture supported by implants was designed with nickel-chromium infrastructure (Wiron® BEGO, Bremen, Germany) with a thickness of 6 mm, 4 mm height and a total length of 112 mm, distal free. On this structure the twelve elements in artificial dental acrylic resin (the first mandibular left first molar to lower right) and a range of 2 mm gingival from resin and without mucosal contact tissue were designed. (Figure 1)

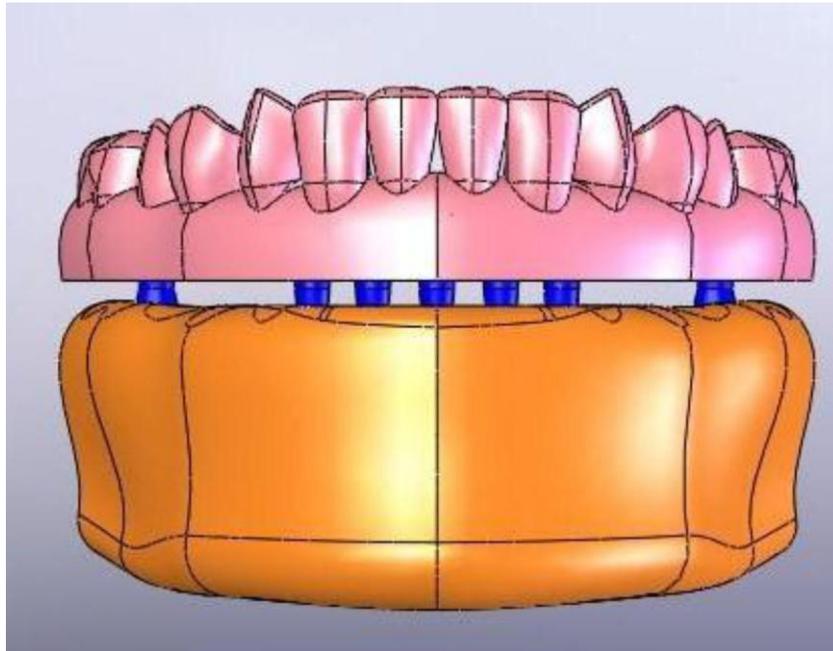


Figure 1: Three-dimensional finite element model.

The implants 1 and 7 with 5 mm were considered as the short implant near to the first molar on the working side and balancing side, respectively. The implants 2 and 6, with 13 mm were situated close to the canine area on the working side and balancing side, respectively. The implants 3, 4 and 5 were situated at the mental area between implants 2 and 6.

The Poisson's ratio and elasticity modulus of different materials that make up the models were determined according to the literature<sup>6,7,17,24</sup>. (Table 1).

Table 1: The Poisson's ratio and elasticity modulus of materials that make up the models.

| MATERIAL                               | Young's Modulus (MPa) | Poisson's ratio |
|--|-----------------------|-----------------|
| Cortical bone <sup>6,7, 17e 24</sup>   | 13700                 | 0.3             |
| Trabecular bone <sup>6,7, 17e 24</sup> | 1370                  | 0.3             |
| Titanium <sup>6,7, 17e 24</sup>        | 110000                | 0.35            |
| Acrylic resin <sup>6,7 e 24</sup>      | 2700                  | 0.35            |
| Nickel-chromium <sup>6,7, 17e 24</sup> | 188000                | 0.28            |

Patterns of disocclusion were simulated by applying a nodal load of 15 N with an angle of 45° canine tooth near to implant 2 area. On the standard of canine guide, the point of contact was the vestibular incisal region of the canine on the working side. In bilateral balanced occlusion, the points were distributed among the canine on the working side in the same region of the simulation of CG, the external part of the buccal mesial and distal vestibule of the first molar on the work side and the internal aspects of the mesial buccal atrium and distal first molar on the balancing side.

A load of 15 N applied in the simulation of CG was applied to a tooth and the simulation of BBO was distributed in three teeth. As the stress distribution in the teeth is not relevant for the analysis, no special precaution was taken as to local stress concentration at the point of load application

The results were based on a linear elastic static analysis and were used to compare the magnitude of equivalent stress for each of the simulations.

## RESULTS

The stress distribution generated by disocclusion in CG and BBO on the complete model is shown in figures 2a and 2b. In CG the equivalent stresses were concentrated at implant 1 and implant 2, on the working side. In BBO the equivalent stresses were distributed among the implants 1, 6 and 7.

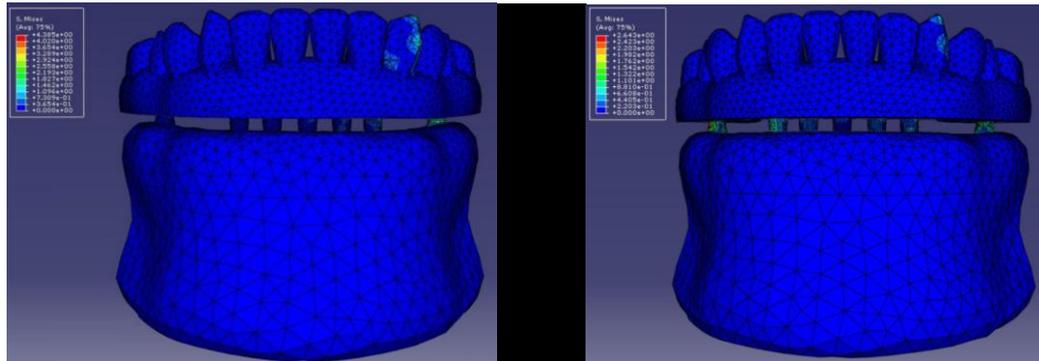


Figure 2a and 2b: Distribution of equivalent stress generated by disocclusion in CG and BBO on the complete model, respectively.

The stress distribution generated by disocclusion in CG and BBO on the implants and metallic infrastructure is shown in figures 3a and 3b. In CG the equivalent stresses were concentrated in a decreasing order at the neck of implant 1, on the infrastructure on the working side and at the fixing screw of the implant 4. In BBO the equivalent stresses were concentrated in a decreasing order at the implant 1 and implant 7, at the neck of implant 6, on the infrastructure on the working side and balancing side and at the fixing screw at the implant 4.

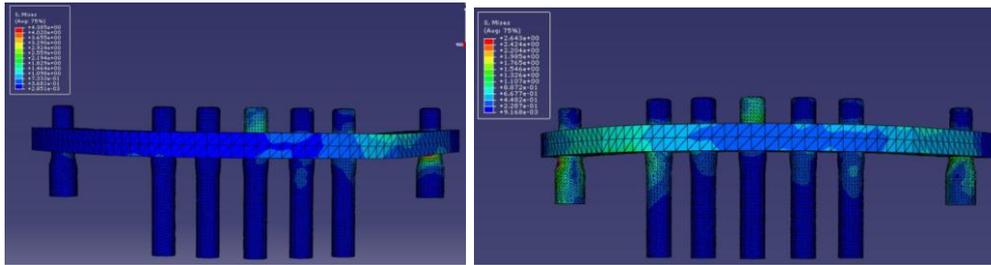


Figure 3a and 3b: Distribution of equivalent stress generated by disocclusion in CG and BBO on the implants and metallic infrastructure, respectively. Frontal view.

The stress distribution generated by disocclusion in CG and BBO on the implants and metallic infrastructure is shown in figures 4a and 4b. In CG the equivalent stresses were concentrated at the infrastructure on the working side. In BBO the equivalent stresses were distributed among the infrastructure on the working side and balancing side

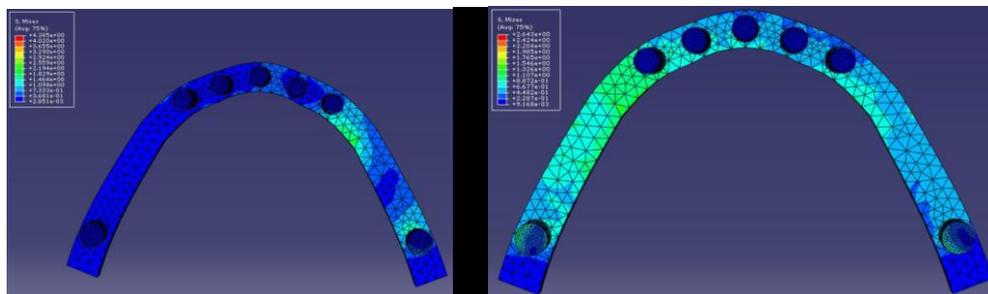
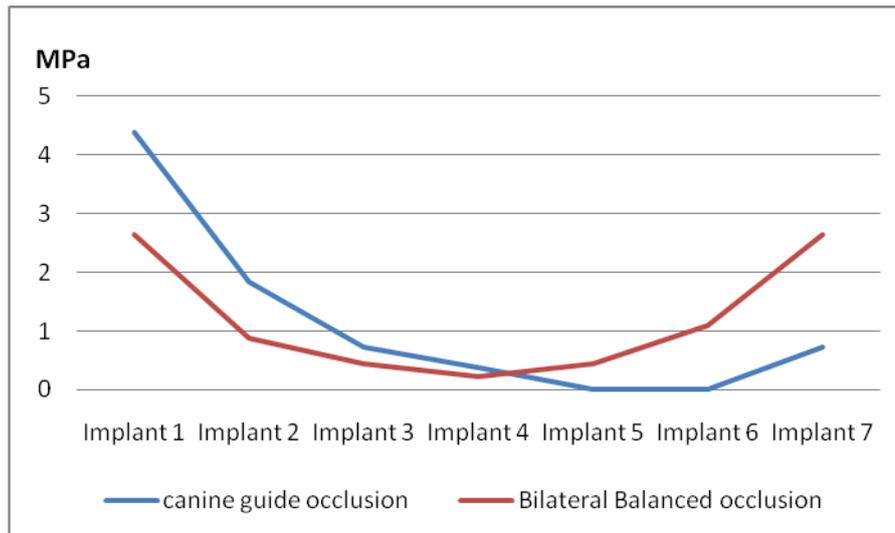


Figure 4a and 4b: Distribution of equivalent stress generated by disocclusion in CG and BBO on the implants and metallic infrastructure, respectively. Bottom view.

Figure 5 illustrates the equivalent stress distribution in each of the seven implants. In CG, the peak of maximum stresses occurred at implant 1, followed by intermediate values at implant 2 and the lower at the others implants. In BBO, the implants 1 and 7 received the maximum stresses values. The implants 1 and 2 received approximately two bold more stresses in CG than in

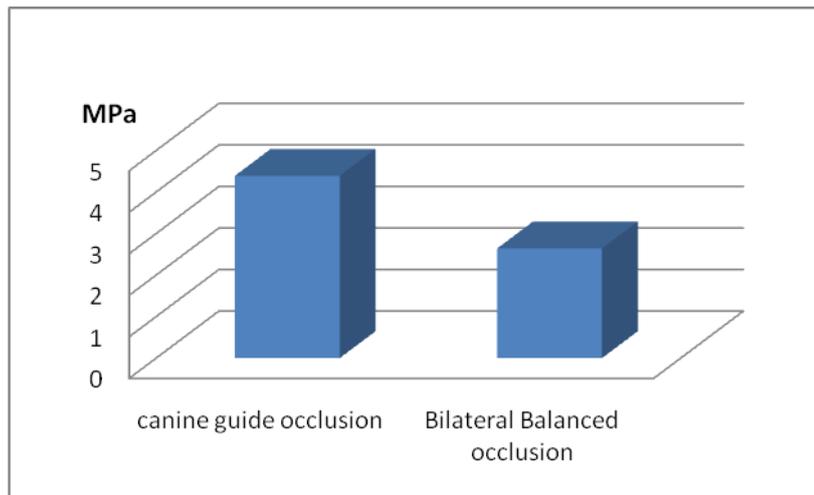
BBO. The implants 1 and 7 received similar stresses in BBO as showed by a regular curve of stresses distribution.

Figure 5: Values of maximum principal stresses found in each of the implants.



The value of maximum stress found in the simulation of the pattern of disocclusion in CG was two times greater than the value of maximum stress found in the simulation of BBO. This point of maximum stresses, on the two models, was found in the neck of the short implant on the working side, located in the region of the first molar (Figure 6)

Figure 6: Values of maximum stress patterns of disocclusion.



## DISCUSSION

Several authors support the use of BBO standard in complete denture conventional rehabilitation <sup>3, 5, 16, 22, 29</sup>, while unclamping in CG is devoted to rehabilitation supported by teeth <sup>9, 12, 21, 26, 27</sup>.

The implant supported prosthesis is the union of the concepts of conventional complete denture and the fixed prosthesis supported by teeth. Originally, the pattern of disocclusion choice was BBO <sup>2</sup>. In a previous study, using FEM, it was observed that the complete denture supported by implants with bilateral end free type Brånemark protocol should be designed to receive the pattern of disocclusion in CG in which stresses were three times smaller than the BBO. For this type of prosthesis, the concentration of contact in the region of the canines was more favorable because it didn't generate contact in the areas of end free extreme <sup>7</sup>.

It is observed, both qualitatively and quantitatively, that literature still has poor evaluations related to the effects of stresses generated on the bone structures. The modeling of these structures by image processing and FEM biomechanical analysis are alternatives to address this issue. They have the advantage of not being invasive, therefore contributing to studies such as the calculation of stress, strain and displacement in bone-implant interface that

would be impractical without their aid <sup>6, 24</sup>. However, the FEM analysis of distribution and absorption of generated tensions by the standards of occlusion and disocclusion in a prosthesis supported by implants should be treated with caution. The methodological limitations which is a virtual simulation of stress distribution in prosthetic system must be considered <sup>4,11,14,24,30</sup>. Some methodological aspects should be highlighted. The load (15N) was determined by convenience not to compromise the qualitative analysis of the stress distribution. If the load of disocclusion applied was 150 N, the distribution of qualitative strains would present the same conditions while the quantitative analysis shows proportionally larger values. Other authors have been concerned with the evaluation of the occlusion, limiting the analysis of stresses in the distal free ends <sup>10, 18, 20</sup>. Many of these studies have provoked the coating material of metal infrastructure, carrying loads directly on the free end <sup>1, 10, 18, 20, 28</sup>. The analysis of stress distribution, in this new model of implant showed higher stress concentration in the CG simulation than in the BBO. This result can be explained since the BBO contact points are distributed in three points while on the CG it is concentrated in the canine on the working side.

When we analyzed the maximum stresses found in each of the implants, it was noticed that the curve of stress distribution in BBO formed a concave figure, with the ends of the prosthesis suffering more stress than intermediaries' implants. Moreover, the curve with the pattern of disocclusion in CG generated a stress peak in the implants on the working side and a steep drop towards the intermediate and implants on the balancing side.

This difference in stress behavior in the two patterns of disocclusion can be better sized, considering that the work and balancing sides take turns, as the individual switches the movement side. This means that BBO in any contact movement which the individual performs, the intermediary implants would be preserved, while the implants located in regions of two canine strains quadrants receive light stresses, and the short implants located in the posterior regions receive stresses slightly higher. However, none of the implants in any kind of contact movements receive a high peak of stresses.

In CG, the implants on the working side receive greater stresses than in the intermediary implants and the implants on the balancing side. The short implant on the working side showed the high level of stress. When the stresses are alternated on the sides of working and balancing, there will be a wide variation between the values of stresses on the short implants with a peak of very high stresses in some time and with values of very low stresses some other time. This pattern of stresses distribution with maximum peaks at the short implants of working side could compromise the longevity of these implants.

If the stresses in the intermediaries' implants are lower than of those within the areas of canine and that of the both distal short implants in the CG and unclamping in BBO, maybe the three intermediaries implants would be removed combining this model with the concepts used on the "on all four" system. This system offers a simplification in the design of clinical cases of complete denture supported by implants, with the help of prototyping and guide surgery, which allows the use of only 4 implants as pillars of the mandible and maxilla prosthesis. These implants have a distal tip in order to minimize the extension of distal free<sup>13, 19, 25</sup>. Reducing the amount from seven to four implants would be a new possibility of anchoring the complete denture with biological and economic advantages if confirmed by in vitro and in vivo studies.

The way by which stresses are absorbed and distributed by the implants and the supporting structures is essential to the longevity of this prosthesis. The dimension of the implants affects the absorption system of stresses. It seems that the use of wider rather than longer is more important as stresses are located in the neck of the implant. The larger the diameter of the implants the lower will be the stresses in the region of its neck, while an increase in the implants length doesn't interfere with significant reduction of resulting stresses<sup>10</sup>. In this study, the maximum of stresses found in the two simulations were located in the neck of the short implant on the working side. Despite its larger diameter (5 mm), this is an implant with only 5 mm in height, which can be a critical factor to the longevity of oral rehabilitation. As shown in figure 3, this implant suffers high stresses in almost its entire surface. The previous implants with 13 mm high, receive tensions located in its coronal portion, while its apical part suffers much smaller stresses or are hardly affected.

The comparison between the results of this study and those of Greco<sup>7</sup> (2009) shows that the stresses generated in the implant region of canine on the working side, are larger in the simulation of the prosthesis with the free end than on the prosthesis with no free end, regardless using BBO or CG. When using the distal implants, modifying the "Brånemark Protocol", the stress distribution is lower in the entire infrastructure and in all the implants, which would justify their indication.

The results of the present study denied the hypothesis that the disocclusion in canine guide generate a stresses distribution more suitable than bilateral balanced occlusion with a modified Brånemark Protocol prosthesis. The standard of choice for the "modified Brånemark Protocol" would be the BBO, since it generates less stresses on the implant abutments.

Other studies, especially in vivo, are required for this new proposed protocol and it to be included safely in the arsenal of prosthetic rehabilitation.

## CONCLUSION

According to the criteria and limitations established in this study, it is possible to conclude that the disocclusion in bilateral balanced occlusion induced tensions lower than canine guide in a mandibular complete denture supported by implants without free distal ends type (modified Brånemark protocol).

## REFERENCES

1. Assif D, Barry M, Amir H. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996;75(3): 285-91.

2. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3): 399-410.
3. Christensen C. The problem of the bite. *Dent Cosmos.* 1905;47(10): 1184-95.
4. Eskitascioglu G, Usumez A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91(2): 144-50.
5. Granger ER. Functional relations of the same stomatognathic system. *J Am Dent Assoc.* 1954;4(6): 638-47.
6. Greco GD, Jansen WC, Landre JR J, Seraidarian PI. Analysis of the functional stresses in the mandibular complete denture supported by implants, generated for distinct standards of occlusion. *Braz Oral Res.* 2009;23(2): 175-81.
7. Greco GD, Jansen WC, Landre JR J, Seraidarian PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different patterns disocclusion in an implant-supported mandibular complete denture. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5): 515-20.
8. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restoration. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5): 528-35.
9. Heartwell CM, RAHN A. O. Syllabus of complete dentures. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1974. p. 197-206.
10. Himmlová L. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1): 20-5.
11. Huang HL, Fuh LJ, Hsu JT, Tu MG, Shen YW, Wu CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. *J Oral Rehabil.* 2008;35(4): 283-90.

12. Jankelson B, Hofmann GM, Hendron JA. The physiology of the stomatognathic system. *J Am Dent Assoc.* 1953;46(4): 375-86.
13. Jensen OT, Adams MW. The Maxillary M-4: A Biomechanical and technical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy-report of 3 Cases. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:1739-44.
14. Koriath TWP, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent* 1999;82(1): 67-72.
15. Krammer A. Implant and Prosthetic treatment of the edentulous maxillae using a bar-supported prosthesis. *J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(2): 251-5.
16. Landa JS. Biologic significance of balanced occlusion and balanced articulation in complete denture service. *J Am Dent Assoc.* 1962;65(4): 489-94.
17. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid / non-rigid connections. *J of Biomechanics.* 2006;39(3): 453-63.
18. Lundgren D, Laurell L. Biomechanical aspects of fixed bridgen work supported by natural teeth and implants endosseus. *Periodontology* 2000. 1994;4(1): 23-40.
19. Malo P, Noble MA, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent* 2007;97(6): S26-S34.
20. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected Occlusion: A biomechanical rationale. *Compendium.* 1994;15(11): 1330-4.

21. Nagao M. Comparative studies on the curve of Spee in mammals, with a discussion of its relation to the form of the fossa mandibular. *J Dent Res.* 1919;1(2): 159-202.
22. Nairn RJ. Lateral and protrusive occlusion. *J Dent.* 1973;1:181-7.
23. Ogawa T, Ogimoto T, Koyano K. Validity of the examination method of occlusal contact pattern relating to mandibular position. *J Dent.* 2000;28(1): 23-9.
24. Oliveira SG, Seraidarian PI, Landre Junior J, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three dimensional finite elements study. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12): 874-80.
25. Sanna AM, Molly L, Steenberghe DV. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6): 331-9.
26. Shaw DM. Form and function in the teeth. *Int J Orthodont.* 1924;10(11): 703-18.
27. Sheppard IM. Denture base dislodgment during mastication. *J Prosthet Dent.* 1963;13(3): 462-8.
28. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5): 493-9.
29. Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1979;42(3): 35-41.
30. Zampelas A, Rangerte B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2007;97(6): S35-S43.

## 5.2 Artigo 2

### **ANÁLISE DO PADRÃO DE DESOCCLUSÃO NA INTERFACE OSSOIMPLANTE DE UMA PRÓTESE TOTAL IMPLANTOSSUPORTADA SEM EXTREMO DISTAL**

#### **RESUMO**

Este trabalho analisou, pelo método dos elementos finitos (MEF) tridimensionais (3D), as tensões geradas na interface ossoimplante, por diferentes padrões de desocclusão em uma prótese total inferior, implantossuportada sem extremidade distal livre. Foi desenvolvido um modelo 3D de uma prótese total implantossuportada, inferior, propondo uma modificação no protocolo de Brånemark, incluindo dois implantes curtos na região distal da mandíbula. O pacote do programa Abaqus® foi utilizado no pré e pós processamento de dados. Os resultados obtidos mostram que nos padrões de desocclusão em guia canino (GC) e oclusão balanceada bilateral (OBB) baixos níveis de tensões de tração foram visualizados em toda estrutura óssea de suporte. Na desocclusão em GC, áreas de maior concentração de tensões de tração foram detectadas na região mesial do implante distal do lado de trabalho e tensões de compressão foram visualizadas no tecido ósseo nas regiões distais de canino e do implante distal do lado de trabalho. Na OBB as áreas de concentração de tensão ocorreram nos implantes distais, no sentido vestibulo-lingual. O padrão de OBB seria mais indicado para esse tipo de prótese por não ter apresentado tensões de compressão nos implantes

anteriores, e as áreas de concentração de tração e compressão nos implantes distais se invertem conforme se alternam os lados de trabalho e balanceio.

## **DESCRITORES**

Oclusão. Implante de prótese dentária. Biomecânica. Análise de elementos finitos.

## **INTRODUÇÃO**

O padrão oclusal pode ser considerado um fator crítico para a longevidade dos implantes osseointegrados, visto que, na dentição natural, devido a presença do ligamento periodontal, o sistema de amortecimento comporta-se de maneira diferente do que ocorre com os pilares de implantes osseointegrados. Sendo assim, as tensões transmitidas para os componentes dos implantes e para a interface ossoimplante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Deste modo, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o implante fracassará devido às sobrecargas e à má distribuição das forças mastigatórias<sup>1-3</sup>.

O interesse por identificar os padrões de desocclusão mais harmoniosos e eficazes surgiu a partir do desenvolvimento do protocolo Brånemark, composto por uma prótese fixa com cinco ou seis implantes como pilares, na região mental, com extremo livre distal bilateral<sup>4</sup>. Durante esse período, tem sido investigada a associação desses fatores com os músculos da mastigação,

eficiência mastigatória, bruxismo, articulação temporomandibular, tecidos adjacentes, etc. No entanto, verificam-se poucas conclusões com consistência e sustentação científica<sup>5</sup>.

Devido às estruturas anatômicas mandibulares, como o canal mandibular, o uso de extremidade livre nas próteses fixas implantossuportadas vem sendo cada vez mais frequente e confiável. A instalação de quatro a seis implantes nas regiões pré-forame e na região anterior da maxila, unidos por uma infraestrutura metálica, permite a introdução de dentes em extensão distal ou *cantilever*, reestabelecendo a estética, fonética e função de todo sistema mastigatório<sup>6</sup>.

Este tipo de prótese teve sua indicação inicial, quando conjugada com uma prótese total mucossuportada no arco antagonista, o que permite uma distribuição de tensões mais amenas aos implantes e aos componentes desta prótese<sup>4</sup>. Com a evolução dos trabalhos nesta área, atualmente é bastante comum a utilização de reabilitação oral implantossuportada tanto no arco superior quanto inferior dos pacientes e, observa-se, nestes casos, que a região do extremo distal livre, frequentemente, não resiste a este padrão de distribuição de tensões oclusais e de desocclusão<sup>2, 7, 8</sup>.

O canal mandibular, uma limitação anatômica localizada nas regiões posteriores da mandíbula compromete, significativamente, a instalação de implantes osseointegráveis, dificultando a confecção de trabalhos protéticos com extremidades livres reduzidas ou até mesmo sem extremo livre. A evolução tecnológica dos últimos anos, empregada na fabricação de implantes, possibilitou a utilização de implantes curtos, com apenas cinco milímetros de altura, nas regiões posteriores mandibulares, eliminando-se assim a

extremidade distal livre de próteses totais<sup>2, 9</sup>.

Este trabalho propõe uma modificação do protocolo de Brånemark com a inclusão de dois implantes curtos nas regiões distais da mandíbula, eliminando-se assim as extremidades distais livres, além de analisar qual é o padrão de desocclusão mais adequado para este novo modelo de prótese.

## **REVISÃO DE LITERATURA**

O padrão oclusal pode ser considerado um fator crítico para a longevidade dos componentes do sistema estomatognático, inclusive dos implantes osseointegrados, visto que, na dentição natural, o ligamento periodontal proporciona um comportamento muito diferente do que ocorre com os pilares de implantes osseointegráveis, justamente pela ausência desta estrutura de amortecimento. Por não existir ligamento periodontal na interface osso/implante, a distribuição destas tensões funciona de forma mais direta, enquanto na dentição natural, este sistema funciona como um amortecedor que melhora o sistema de absorção das tensões oclusais. Sendo assim, as tensões transmitidas para a prótese, bem como seus componentes, para os implantes e para a interface ossoimplante são totalmente distintas das que são verificadas na dentição natural. Vale ressaltar que, se as forças oclusais excederem a capacidade de absorção do sistema, o trabalho fracassará, devido às sobrecargas e à má distribuição das forças mastigatórias<sup>2, 3</sup>.

As tensões de compressão e tensões de tração em implantes instalados em mandíbulas edêntulas, foram analisadas. Em um primeiro momento foram

utilizados quatro implantes na região mentoniana, pré-forame, com uma extremidade livre bilateral com comprimento de 8 mm. Uma carga vertical de 100 N e horizontal de 10 N foi aplicada em uma das extensões distais. De acordo com o resultado, o primeiro implante sofreu tensões de compressão, enquanto o segundo implante sofreu tensões de tração. Aumentando o comprimento da extensão distal livre para 16 mm, as tensões aumentaram consideravelmente. Próteses com extremo livre bilateral são aceitáveis, mas não podendo exceder esse comprimento em duas vezes a largura de um pré-molar. E mesmo com o uso de mais implantes, esse comprimento continua promovendo uma condição desfavorável, com tensões de compressão no implante distal<sup>10</sup>.

Um modelo de uma mandíbula com prótese implantossuportada foi simulado, utilizando a análise dos MEF 3D. As variáveis introduzidas no modelo incluíam: densidade do osso esponjoso, comprimento de intermediários e implantes, comprimento do extremo livre, número e arranjo de implantes, grau de curvatura da mandíbula e liga metálica da infraestrutura. No modelo foi aplicada uma força de 100 N no sentido vertical. Dessa forma, os autores concluíram que a distribuição das tensões se mostrou melhorada em um osso esponjoso, com intermediários protéticos, implantes longos e extremidade livre reduzida<sup>11</sup>.

Os efeitos das variações dos comprimentos dos extremos livres foram investigados, avaliando 55 casos clínicos, com distribuição de carga aplicada verticalmente aos implantes. Quatro passos foram investigados: obtenção dos modelos dos casos clínicos; introdução da geometria do arco e localização dos implantes no computador; o cálculo máximo permitido para comprimento da

extremidade livre. Os resultados obtidos demonstraram que, quando a carga oclusal foi aplicada na região de extremo livre, o primeiro implante, o mais distal (mais próximo à carga), sofreu tensões de compressão e os demais implantes, sofreram tensões de tração. Tensões excessivas sempre ocorrem quando a carga oclusal for aplicada nas regiões distais de extremo livre. Quando analisamos a distribuição dos implantes, em uma visão anteroposterior e observamos uma distância superior a 11,1 mm, é possível estabelecer uma extensão distal suficiente para prover estética, fonética e função sem maiores complicações biomecânicas. O comprimento máximo da extremidade calculado pelo modelo variou linearmente com a distância anteroposterior dos implantes, mas sempre as tensões de compressão se concentram na região do implante mais distal<sup>9</sup>.

As forças mastigatórias, agindo nos implantes dentais podem gerar tensões de compressão que são indesejáveis nas estruturas ósseas adjacentes, podendo causar defeitos ósseos e uma eventual falha do implante. A influência do comprimento e do diâmetro do implante na distribuição de tensões foi avaliada, utilizando o MEF, 3D. Foram confeccionados modelos simulando implantes instalados nas posições verticais, na região de molares mandibulares, com variações no diâmetro e no comprimento dos mesmos. A carga mastigatória foi simulada em uma direção natural, oblíqua ao plano oclusal. Os valores das tensões foram computados na interface ossoimplante. As áreas de tensões máximas foram localizadas em torno da área do pescoço do implante. Os autores concluíram que um aumento no diâmetro do implante tem um resultado mais satisfatório que o aumento do comprimento do mesmo em relação à diminuição das tensões máximas<sup>12</sup>.

Foi analisado, com o auxílio de tomografia computadorizada e um programa de computador (Cad-Cam/ surgical template), os resultados clínicos, em cirurgias de carga imediata guiada, tendo quatro implantes como pilares de sustentação de uma prótese total. Foram analisados 23 pacientes, sendo instalados 92 implantes, com acompanhamento clínico de 6 a 21 meses. O acompanhamento clínico avaliava a inserção óssea, supuração, desconforto do paciente, infecção e mobilidade. Os resultados obtidos mostraram que o índice de sucesso foi de 92,7% na maxila e 100% na mandíbula. A média da perda óssea marginal foi de 1,9 mm no primeiro ano de acompanhamento. Foi possível concluir que este tipo de prótese tem uma boa previsibilidade e uma alta taxa de sucesso<sup>11</sup>.

Outro modelo de prótese total implantossuportada, utilizada como carga imediata, apenas em resina composta, sem a infraestrutura metálica convencional, com extremidade distal livre bilateral foi analisada pelo método dos elementos finitos. Os autores chegaram à conclusão de que este sistema de prótese transmitiu tensões máximas toleráveis ao osso cortical<sup>12</sup>.

Foram analisadas, utilizando-se o MEF 3D, as tensões geradas na interface ossoimplante, por diferentes padrões de desocclusão em uma prótese total inferior, implantossuportada, com extremidade distal livre bilateral, tipo protocolo de Brånemark. Os resultados obtidos mostraram que o padrão de desocclusão em GC gera uma tensão maior na região de interface entre o primeiro implante e os tecidos de suporte e na OBB, as tensões foram altas na região de interface ossoimplante do primeiro e do último implante. A tensão máxima encontrada na simulação da OBB foi aproximadamente três vezes maior que a encontrada na simulação da desocclusão em GC. Baseado nestes

parâmetros, os autores concluíram que o padrão de desocclusão em guia canino é mais indicado para esse tipo de prótese<sup>7</sup>.

Foi proposta uma alternativa para pacientes edêntulos mandibulares, quanto ao uso das próteses fixas implantossuportadas com extremo livre em balanço bilateral. O autor sugere que, quando a qualidade e a quantidade óssea forem suficientemente boas, sobre o canal mandibular podem-se colocar implantes isolados, bilateralmente. Esses dois implantes irão promover um suporte distal nas extremidades. Para o autor, a utilização de implantes posteriores para suportar a extensão distal reduz o potencial de produzir microdanos às estruturas de suporte<sup>13</sup>.

## **MATERIAL E MÉTODO**

Com a utilização do programa Abaqus® 2008 (CAE Version 6.7 - USA), foram modificados os modelos tridimensionais, desenvolvidos por Greco e colaboradores<sup>7, 8</sup>. O novo modelo simulou uma prótese implantossuportada, inferior, tipo protocolo de Brånemark, com sete implantes como pilares, sendo que cinco deles foram instalados na região mentoniana, intraforames, e os outros dois nas regiões posteriores da mandíbula. Sobre estes implantes foi desenhada uma prótese total, com infraestrutura metálica em níquelcromo, composta por doze elementos dentários artificiais, ou seja, de primeiro molar inferior esquerdo a primeiro molar inferior direito e pequena faixa gengival em resina acrílica ativada termicamente (2 mm), sem contato com tecido mucoso, respeitando uma área de higienização de 3mm.

Os cinco implantes foram distribuídos na região mentoniana, pré-forame, respeitando uma distância de 4 mm entre suas plataformas. Todos estes implantes são cilíndricos, com 13 mm de altura por 3.75 mm de diâmetro (Brånemark System® Mk III Groovy – Nobel Biocare). Os implantes distal são cilíndricos, com 5 mm de altura por 5 mm de diâmetro (Titamax WS® - Neodent). Os componentes protéticos simulados apresentavam 3 mm de altura (Multi-unit Abutment). Estes componentes também são fabricados em Titânio. (Figura 1)

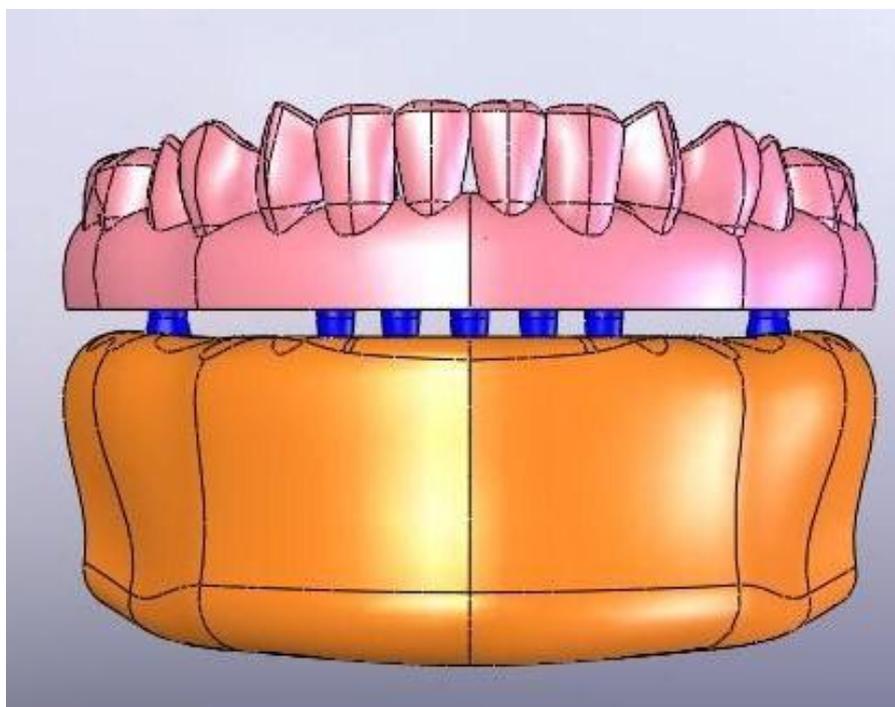


Figura 1: Modelo de elementos finitos tridimensionais.

A infraestrutura metálica em níquelcromo (Wironia® BEGO, Bremer/Alemanha) foi simulada com uma espessura de 6 mm, altura de 4 mm e um comprimento total equivalente ao comprimento da prótese, ou seja, sem extremidade distal livre.

Envolvendo esta infra-estrutura, foi desenhada a parte gengival em resina acrílica ativada termicamente (Classico/RMV, São Paulo Brazil) e os 12 dentes artificiais (Ivoclar Vivadent Ltda – São Paulo – Brasil).

Os implantes foram identificados com a numeração de um a sete, sendo que o implante 1 é o implante curto, 5 mm de altura, localizado na região distal da mandíbula, do lado de trabalho e o implante 7 é o implante curto, 5 mm de altura, localizado na região distal da mandíbula, do lado de balanceio, como mostra a figura 2.

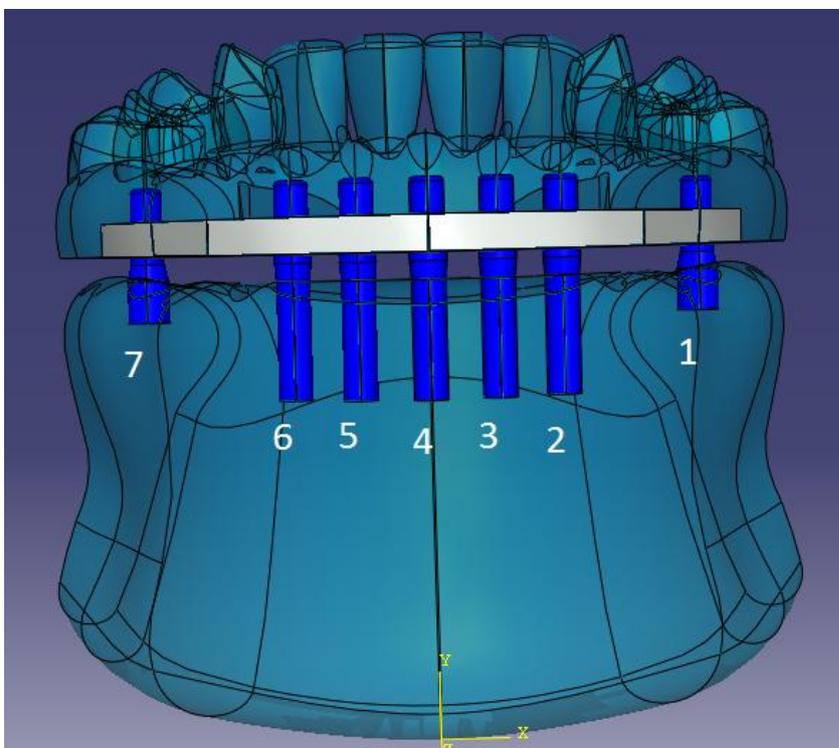


Figura 2: Identificação dos implantes simulados

O coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) e o Módulo de elasticidade ( $E$ ) de cada um dos distintos elementos que compõe os modelos foram determinados de acordo com a literatura pertinente, e estão apresentados no Quadro 1, que segue.

Quadro 1: Dados utilizados na programação dos modelos tridimensionais.

|                                      | Coeficiente de Poisson (U) | Módulo de Elasticidade (E) |
|--------------------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Ossos alveolares <sup>6-8, 14</sup>  | 0.30                       | 1.370 MPa                  |
| Ossos corticais <sup>6-8, 14</sup>   | 0.30                       | 13.700 MPa                 |
| Liga Níquel-Cromo <sup>6-8, 14</sup> | 0.28                       | 188.000 MPa                |
| Titânio <sup>6-8, 14</sup>           | 0.35                       | 110.000 MPa                |
| Resina acrílica <sup>6-8, 14</sup>   | 0.35                       | 2.700 MPa                  |

Os padrões de desocclusão foram simulados, aplicando-se a carga de 15 N com uma angulação de 45°. No padrão da GC, os pontos de contato foram determinados no terço oclusal da região vestibular do canino do lado de trabalho. Na OBB, os pontos foram distribuídos entre o canino do lado de trabalho, na mesma região da simulação da GC, na vertente externa das cúspides vestibulo mesial e vestibulo distal do primeiro molar do lado de trabalho e nas vertentes internas das cúspides vestibulos mesial e vestibulo distal do primeiro molar do lado de balanceio, como mostra a Figura 3.

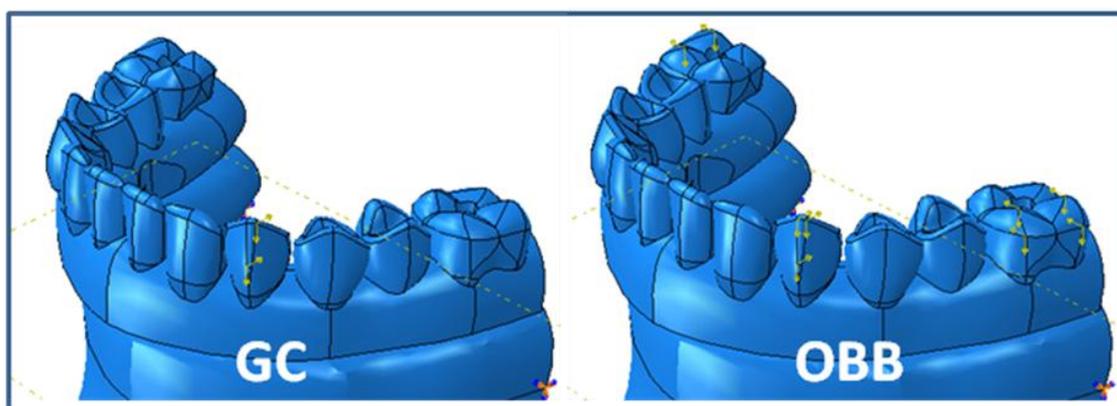


Figura 3: Pontos de aplicação das cargas.

A carga de 15 N aplicada na simulação da GC foi concentrada em um dente e na simulação da OBB, ela foi distribuída pelos três dentes, ou seja, 5 N

em cada um dos dentes.

Os resultados puderam ser analisados, comparando a magnitude de deslocamento em cada uma das simulações, considerando as tensões máximas principais de tração e compressão. A magnitude do deslocamento refere-se à soma vetorial dos deslocamentos nos eixos principais. Os valores puderam ser obtidos na forma de gráficos que permitiram a comparação dos mesmos.

## RESULTADOS

Os resultados obtidos na análise da distribuição das tensões na interface osso/implante, quando utilizada a desocclusão em GC, estão representadas nas figuras abaixo, com a mandíbula isolada das demais estruturas para uma melhor visualização das representações das cores. (Figuras 4 e 5)

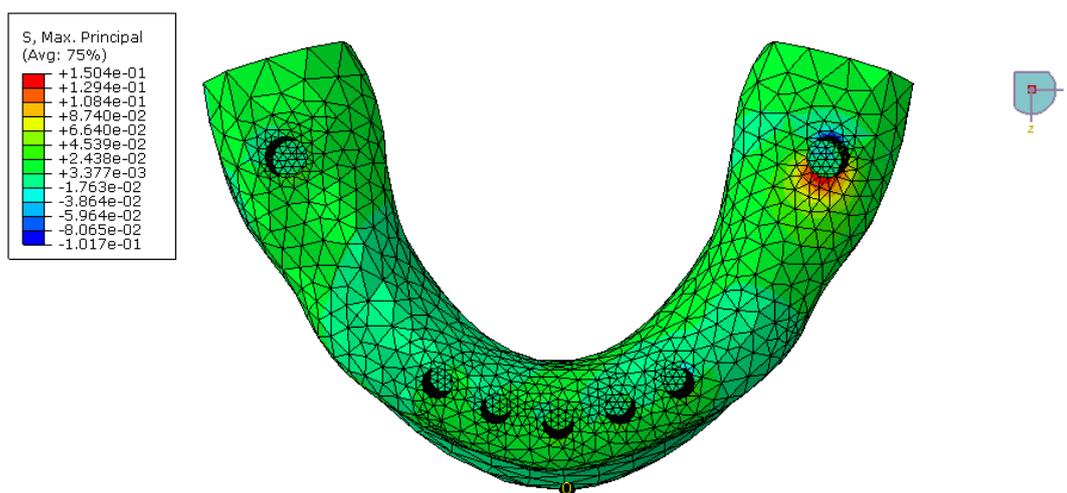


Figura 4: Visualização das tensões geradas pela GC na superfície óssea, vista oclusal, com tensões principais máximas.

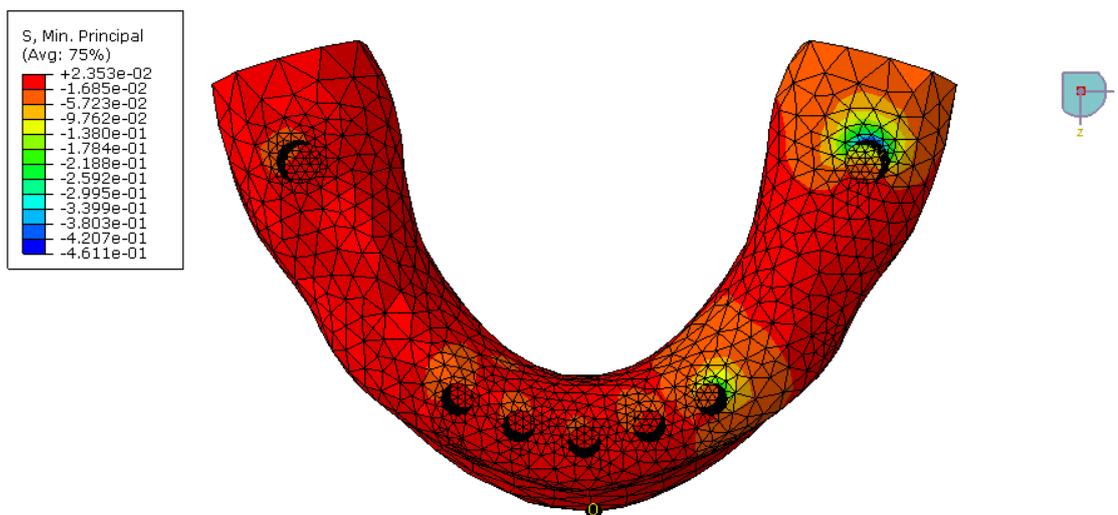


Figura 5: Secção axial mostrando as tensões geradas pela GC na região dos implantes anteriores próximos à região dos caninos, com tensões principais mínimas.

As imagens mostram que no padrão de desocclusão em GC áreas de maior concentração de tensões de tração foram detectadas na região mesial da interface ossoimplante do implante 1 e tensões de compressão foram visualizadas nas interfaces ossoimplante das regiões distais das áreas correspondentes aos implantes 1 e 2.

O gráfico 1 mostra a distribuição das tensões principais máximas e mínimas na região da interface ossoimplante dos implantes 1, 2 e 7, no padrão de desocclusão em GC.

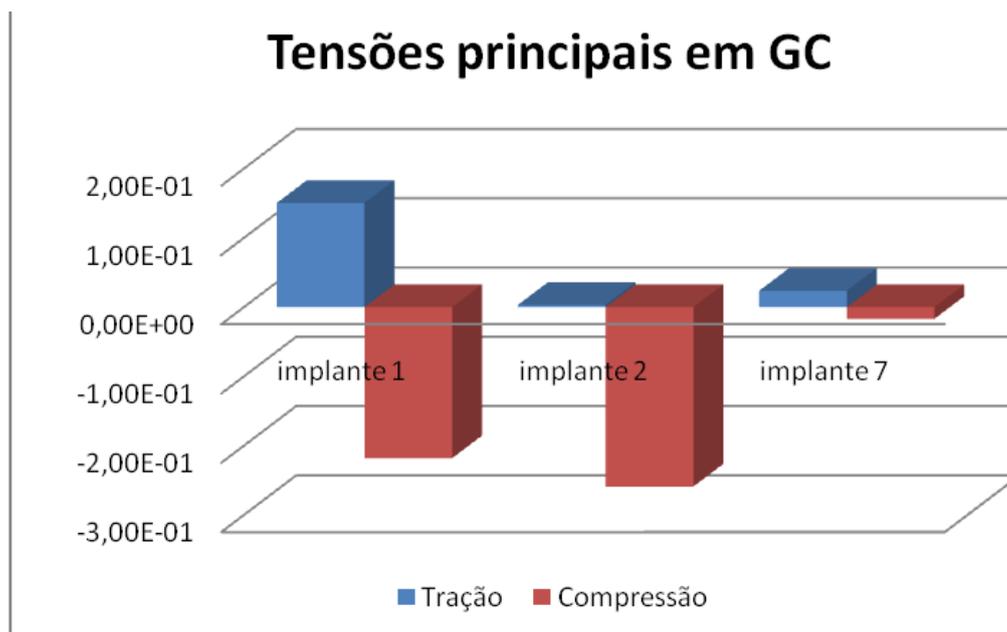


Gráfico 1: Distribuição das tensões principais máximas e mínimas na interface osso implante dos implantes 1, 2 e 7 em GC.

É possível observar que no padrão de desocclusão em GC, as tensões de tração e tensões de compressão são distintas na interface ossoimplante correspondente ao implante 2, região de canino, sendo que as tensões de compressão são maiores do que as tensões de tração. Na interface osso/implante da área correspondente ao implante 1, distal do lado de trabalho, as tensões de compressão também são maiores do que as tensões de tração. Já no implante 7, distal do lado de balanceio, as tensões máximas e mínimas são reduzidas e proporcionais.

Os resultados obtidos na análise da distribuição das tensões na interface ossoimplante, quando utilizada a OBB, estão demonstrados nas figuras a seguir: (Figuras 6 e 7)

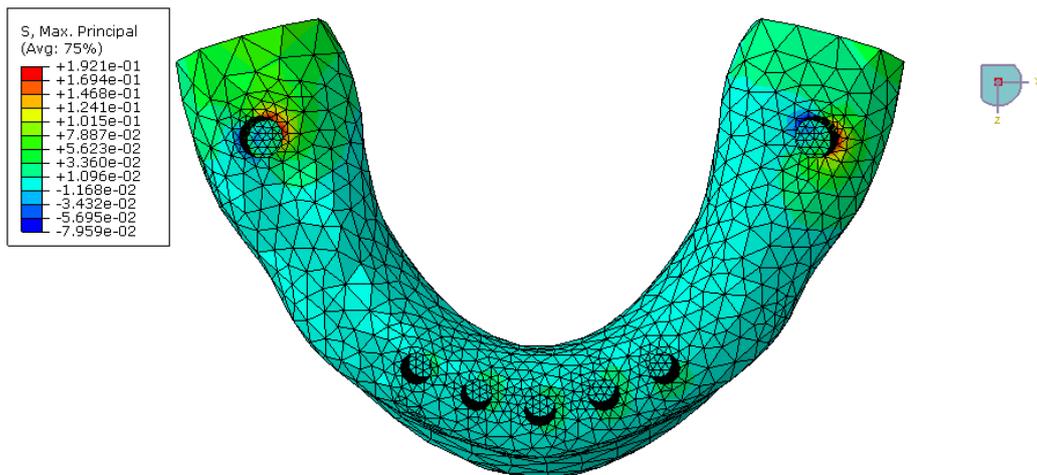


Figura 6: Visualização das tensões geradas pela OBB na superfície óssea, vista oclusal, com tensões principais máximas.

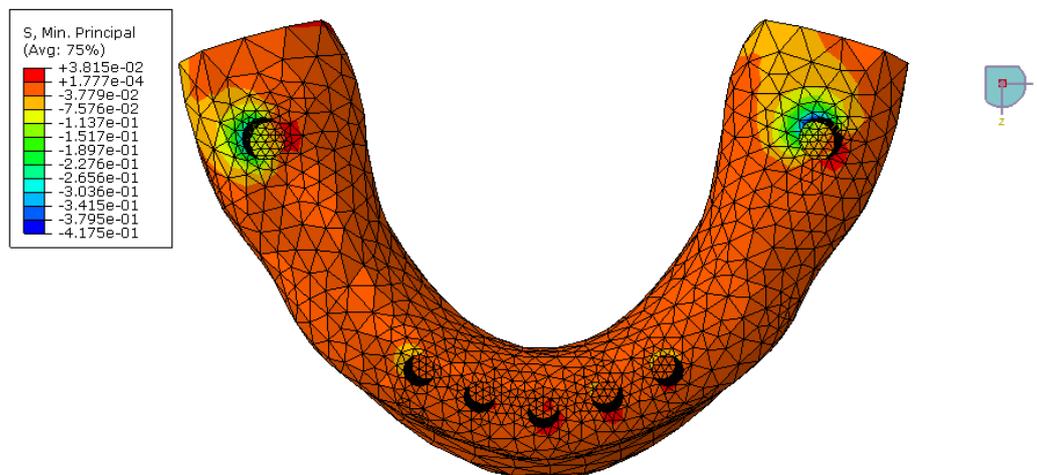


Figura 7: Secção axial mostrando as tensões geradas pela OBB na região dos implantes anteriores próximos à região dos caninos, com tensões principais mínimas.

Estas duas últimas imagens mostram que durante o movimento de OBB, as áreas de concentração de tensões ocorreram nos implantes distais, no

sentido vestibulolingual. Neste caso, as tensões de tração estão localizadas nas regiões das interfaces ossoimplante contrárias à direção do vetor de força, na região vestibular da interface ossoimplante da área do implante 1 e na interface ossoimplante da área distolingual do implante 7. Já as áreas de tensões de compressão, estão localizadas nas áreas da interface osso/implante no sentido da direção do vetor de força, ou seja, na região lingual da interface ossoimplante da área do implante 1 e na região vestibular da interface ossoimplante da área do implante 7.

O gráfico 2, mostra a distribuição das tensões principais na região da interface ossoimplante dos implantes 1, 2 e 7, quando utilizada a OBB.

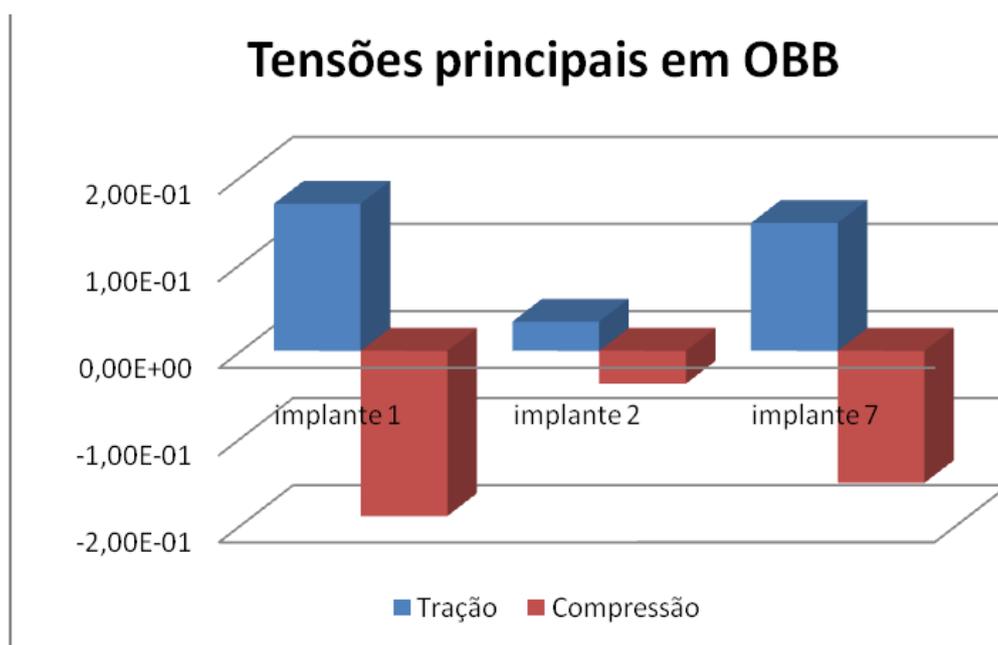


Gráfico 1: Distribuição das tensões principais máximas e mínimas na interface ossoimplante dos implantes 1, 2 e 7 em OBB.

As interfaces ossoimplante das áreas correspondentes aos implantes 1, 2 e 7 apresentaram correspondência entre as tensões de compressão e

tensões de tração, sendo que estes valores foram maiores nas interfaces ossoimplante correspondentes aos implantes 1 e 7, os implantes curtos do lado de trabalho e balanceio respectivamente. Na interface ossoimplante do implante 2, correspondente à área de canino, a interface ossoimplante da região correspondente ao implante 2, região de canino ambas as tensões foram bastante reduzidas.

O gráfico 3, mostra a distribuição das tensões principais máximas e mínimas na região da interface ossoimplante do implante 2, correspondente ao canino do lado de trabalho.

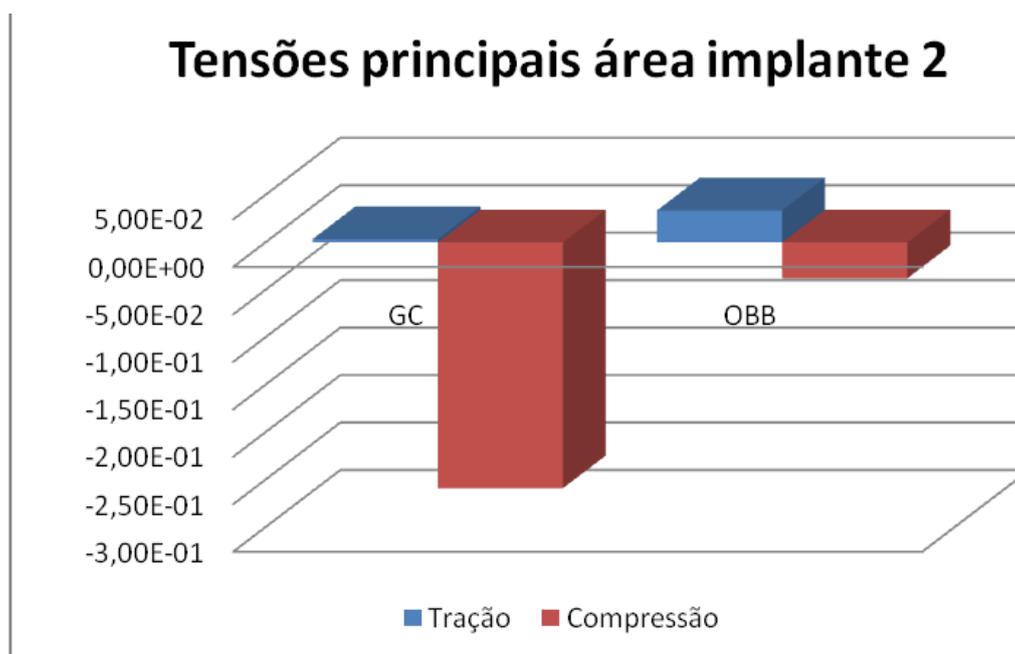


Gráfico 3: Tensões máximas e mínimas principais na interface ossoimplante da região do implante 2.

As tensões de tração e as tensões de compressão são bastante semelhantes e reduzidas na OBB. No padrão de desocclusão em GC, as tensões de compressão são muito maiores do que as tensões de tração.

Tanto nos padrões de desocclusão em GC quanto em OBB baixos níveis de tensões de tração foram visualizados em toda estrutura óssea de suporte.

## DISCUSSÃO

A oclusão pode ser considerada fator fundamental para o sucesso das próteses fixas implantossuportadas, uma vez que as tensões funcionais e parafuncionais geradas não terão sua absorção realizada pelo ligamento periodontal, como ocorre na dentição natural<sup>3, 6, 16, 17</sup>.

A distribuição das tensões nestas próteses são absorvidas por todos os materiais que a compõem, desde a resina acrílica, a infraestrutura metálica, os implantes e componentes protéticos, além das estruturas ósseas de suporte. Certa quantidade destas tensões chega à interface ossoimplante e isto pode ser um fator crítico à longevidade da reabilitação oral<sup>3, 7, 9</sup>.

Os conceitos e filosofias dos padrões de desocclusão surgiram no início do século passado, quando Christensen<sup>17</sup> descreveu a OBB para reabilitações com próteses removíveis, visando uma maior estabilidade da prótese, sustentada até os dias de hoje<sup>18- 24</sup>. Com Nagao<sup>25</sup>, em 1919 os conceitos de uma oclusão de proteção mútua, a desocclusão em GC, passou a ser utilizado para dentições naturais e prótese fixas, sendo esta, recomendada por diversos autores<sup>26 - 30</sup>.

A proposição de uma modificação no protocolo de Brånemark, com a eliminação do extremo livre, parece favorecer bastante a distribuição das tensões neste tipo de prótese. A pouca quantidade óssea da região posterior da mandíbula, principalmente após a perda dos dentes, o que promove uma

reabsorção óssea alveolar em altura, somada à posição anatômica do nervo alveolar inferior, comprometem ou até mesmo impedem a instalação de implantes com alturas convencionais. Com o advento dos implantes curtos, com 5 mm de altura, esta possibilidade de se eliminar a extremidade distal livre fica mais acessível ao dia a dia clínico dos profissionais.

A prótese total implantossuportada é na verdade, a união dos conceitos da prótese total mucossuportada e da prótese fixa dentossuportada. Mas, em relação ao padrão de desocclusão, qual filosofia devemos seguir? Podemos optar pela desocclusão em GC, seguindo as orientações da prótese fixa ou, optar pela OBB, seguindo as correntes da prótese total mucossuportada.

A literatura pertinente a este tema é ainda pobre de avaliações qualitativas e quantitativas relacionadas aos efeitos das tensões geradas sobre as estruturas ósseas de sustentação. A modelagem destas, por programas de computação gráfica e a análise biomecânica permitida pelo método dos elementos finitos (MEF), são alternativas de abordagem promissoras deste tema, com a vantagem de não serem invasivas, contribuindo para estudos que seriam impraticáveis, tais como, calcular tensões, deformações e deslocamentos na interface ossoimplante<sup>16,31</sup>.

Neste trabalho, foram analisadas as tensões principais máximas e mínimas e não se utilizar as tensões de Von Mises, por se tratar de uma análise da distribuição das tensões na interface ossoimplante. Esta opção foi mais interessante devido à possibilidade de se visualizar as áreas que receberam tensões de compressão e áreas que receberam tensões de tração, permitindo uma avaliação de um possível comportamento de remodelação dos tecidos ósseos.

Julga-se aqui, importante ressaltar que a opção pela utilização da carga de 15 N para desocclusão em guia canino e 15 N distribuídos pelos três pontos de contatos da oclusão balanceada bilateral tem fundamento baseado na premissa de que este estudo tem o objetivo de realizar análise qualitativa da distribuição das tensões nas estruturas ósseas de suporte deste modelo de prótese. Sendo assim, se esta carga de desocclusão aplicada fosse de 150 N, a distribuição qualitativa das tensões apresentariam as mesmas condições, variando-se apenas a análise quantitativa destes valores, que seriam proporcionalmente maiores.

Para uma prótese total implantossuportada com extremidade distal livre, de acordo com o protocolo de Brånemark, o padrão de desocclusão em GC seria mais indicado por gerar menores tensões nas estruturas de suporte quando comparado ao padrão de OBB. Neste caso, as tensões se localizam na região da interface ossoimplante do implante mais próximo à região do canino do lado de trabalho. Na OBB, estas tensões se localizam nos dois implantes distais, na região dos caninos do lado de trabalho e balanceio<sup>7</sup>.

Neste trabalho, na simulação da desocclusão em GC, houve uma concentração de tensões de compressão na interface ossoimplante das áreas das regiões distais dos implantes 1 e 2. Tensões de tração foram visualizadas na região mesial das interfaces ossoimplante do implante 1.

Quanto menos tensões de compressão atingir a interface osso implante, melhor o prognóstico do tratamento, uma vez que estas tensões podem promover uma remodelação óssea desfavorável, principalmente se esta tensão apresentar valores muito elevados<sup>32</sup>.

Além disto, as áreas afetadas com estas tensões de compressão, por se

localizarem no sentido mesiodistal, sempre receberão este tipo de tensão, seja qual for o movimento de lateralidade mandibular, o que pode promover comprometimento ósseo periimplantar.

Na simulação do padrão de OBB, as concentrações de tensões foram vistas no sentido vestibulolingual. Sendo que nos implantes 1 e 7, áreas de concentração de tensões de tração foram visualizadas na direção contrária à força e áreas de tensões de compressão no sentido favorável à direção da força, nas áreas correspondentes aos mesmos implantes. Mesmo sendo valores de tensões maiores do que na desocclusão em GC, os valores das tensões de compressão e tensões de tração são similares e se alternam conforme se alternam os lados de trabalho e balanceio. O que poderia levar a uma constante remodelação óssea.

A remodelação óssea refere-se às ações conjuntas e seqüenciais dos osteoblastos e osteoclastos, que removem o osso envelhecido e substituem por um novo tecido ósseo<sup>32</sup>.

O equilíbrio da remodelação, faz referência à situação mecânica na qual o osso é simultaneamente absorvido e depositado. Toda atividade remodeladora de adaptação à aplicação de uma carga ou a uma alteração das condições mecânicas será levada a se aproximar desse estado de equilíbrio na remodelação. Esse fenômeno está presente depois de estabelecidos o equilíbrio de forças<sup>32</sup>.

Tanto nos padrões de desocclusão em GC quanto em OBB baixos níveis de tensões de tração foram visualizados nas interfaces ossoimplante correspondentes às áreas dos implantes anteriores, sendo que apenas em GC foi detectado na superfície distal da interface ossoimplante da região de canino

uma grande tensão de compressão. Este baixo nível de tensões nas regiões anteriores pode ser explicado pela inclusão dos dois implantes curtos na região distal da mandíbula.

Em uma prótese que envolva extremidade distal livre, uma avaliação criteriosa em relação ao implante adjacente a esta extremidade representa um procedimento importante. Se o implante distal não apresentar suporte suficiente e for de pequenas dimensões, o braço do extremo livre deveria ser drasticamente reduzido ou até mesmo descartado<sup>33</sup>.

O aumento no diâmetro do implante tem um resultado mais satisfatório que o aumento do comprimento do mesmo em relação à diminuição das tensões principais em torno da região do pescoço do implante, resultando em uma distribuição mais favorável das forças mastigatórias simuladas<sup>34, 35</sup>.

Se uma grande quantidade de energia de deformação é consumida perto do ponto de aplicação da carga (o que presume alta concentração de tensões ao redor do implante mais próximo), ocorre uma grande redução de energia transmitida e baixa concentração de tensões nos demais implantes<sup>14</sup>.

Desta forma, a inclusão deste implante curto com plataforma com maior diâmetro, além de eliminar a extremidade distal livre da prótese protege os implantes anteriores e, como foi demonstrado, na OBB apresenta um padrão de distribuição de tensões favoráveis à remodelação óssea.

## CONCLUSÕES

As análises dos resultados, de acordo com os critérios e limitações estabelecidos neste estudo, possibilitaram as seguintes conclusões:

Em uma prótese total, inferior, implantossuportada, sem extremidade distal livre, tipo protocolo de Brånemark modificado, o padrão de oclusão balanceada bilateral seria mais indicado por não ter apresentado tensões de compressão nos implantes anteriores, e as áreas de concentração de tensões de tração e tensões de compressão nos implantes distais se invertem conforme se alternam os lados de trabalho e balanceio.

Do ponto de vista biomecânico, implantes curtos podem ser planejados para eliminar a extremidade distal livre de próteses totais implantossuportadas.

Ficou evidenciado que em uma prótese protocolo Brånemark modificado, com a inclusão dos implantes distais, o padrão de desocclusão indicado é o inverso do recomendado para uma prótese protocolo de Brånemark convencional.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. KRAMMER A. Implant and Prosthetic treatment of the edentulous maxillae using a bar-supported prosthesis. **Int. J. Oral maxillofac Implants.** 1992; 7(2): 251-5.
2. GUICHET DL, YOSHINOBU D. CAPUTO AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restoration. **J Prosthet Dent.** 2002; 87(5): 528-35.

3. ESKITASCIOGLU G, USUMEZ A. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(2): 144-50.
4. BRÅNEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983; 50(3): 399-410.
5. TAYLOR TD; AGAR JR; VOGIATZI T. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(1): 66-75.
6. LIN CL, WANG JC, KUO YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. **J of Biomechanics** 2006; 39(3): 453-63.
7. GRECO GD; LANDRE JUNIOR J; JANSEN WC; SERAIDARIAN PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. **J Appl Oral Sci.** 2009; 17(5):515-20.
8. GRECO GD; JANSEN WC; LANDRE Jr J; SERAIDARIAN PI. Analysis of the functional stresses in a mandibular complete denture supported by implants, generated for distinct standards of occlusion. **Brazilian Oral Res.** 2009; 23(2): 175-81.
9. BECKER CM; KAISER DA. Implant-Retained cantilever fixed prosthesis: Where and When. **J Prosthet Dent.** 2000; 84(4): 432-5.
10. RUBO JH, ZARB GA, XIAO-YAN JH, CURRAN. Finite Element Analysis of Stress Distribution on Dental Implants: a Study of Seven

Clinical Variables. **J. Dent. Res.** 1998; 77.

11. MCALARNEY ME, STAUROPOULOS DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical cases. **J Prosthet Dent.** 2000; 83(3): 332-43.
12. TEIXEIRA MF; RAMALHO SA; SARTORI IAM; LEHMANN RB. Análise das tensões de prótese em resina acrílica para carga imediata em mandíbula edêntula. **Implant News.** 2008; 5(6): 683-9.
13. MCCARTNEY HW. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. **J Prosthet Dent.** 1992; 68(5): 817-9.
14. OLIVEIRA SG, SERAIDARIAN PI, LANDRE JUNIOR, OLIVEIRA DD, CAVALCANTI BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three dimensional finite elements study. **J Oral Rehabil.** 2006; 33(12): 874-80.
15. SAAB XE, GRIGGS JA, POWERS JM, ENGELMEIER, RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. **J Prosthet Dent.** 2007; 97(2): 85-92.
16. HUANG HL; FUH LJ; HSU MG; TU YW; SHEN CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. **J Oral Rehabil.** 2008; 35(4): 283–90.
17. CHRISTENSEN C. The problem of the bite. **Dent Cosmos.** 1905;

- 47(10): 1184-95.
18. GRANGER ER. Functional relations of the same stomatognathic system. **J Am Dent Assoc.** 1954; 4(6): 638-47.
19. KURT LE. Balanced Occlusion. **J Am Dent Assoc.** 1954; 4: 150-67.
20. POUND E. Lost-fine arts in the fallacy of the ridges. **J Prosthet Dent.** 1954; 4(1): 6-16.
21. LANDA JS. Biologic significance of balanced occlusion and balanced articulation in complete denture service. **J Am Dent Assoc.** 1962; 65(4): 489-94.
22. CAMPOS RP. Occlusal balance in complete dentures. **Rev Odontoestomatol.** 1970; 1: 15-20.
23. NAIRN RJ. Lateral and protusive occlusion. **J Dent.** 1973; 1: 181-7.
24. WODA A, VIGNERON P, KAY D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. **J Prosthet Dent.** 1979; 42(3): 335-41.
25. NAGAO M. Comparative studies on the curve of spee in mammals, with a discussion of its relation to the form of the fossa mandibularis. **J Dent Res** 1919; 1(2): 159-202.
26. SHAW DM. Form and function in the teeth. **Int J Orthodont** 1924; 10(11): 703-18.
27. JANKELSON B, HOFMANN GM, HENDRON JA. The physiology of the stomatognathic system. **J Am Dent Assoc.** 1953; 46(4) 375-86.
28. D'AMICO A. Functional occlusion of the natural teeth of a man. **J Prosthet Dent.** 1961; 11(5): 899-915.
29. SHEPPARD IM. Denture base dislodgment during mastication. **J**

- Prosthet Dent.** 1963; 13(3): 462-8.
30. HEARTWELL CM, RAHN AO. Syllabus of complete dentures. 2 ed. Philadelphia: Lea & Febiger 1974: 197-206.
31. DAAS M; DUBOIS G; BONNET AS; LIPINSKI P; RIGNON-BRET C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. **Medical Engineering & Physics.** 2008; 30(2): 218–25.
32. MISCH, CE; BIDEZ, MW. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. **J Oral Implantol.** 1994;15:1330-3.
33. MALO, P; NOBRE, M.A; LOPES, A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. **J Prosthet Dent.** 2007; 97: S26-S34.
34. HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **J Prosthet Dent** 2004; 91(1): 20-5.
35. AKÇA K, IPLIKÇIOĞLU H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. **J. Oral Rehabil** 2002; 29:350-6

## 6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo experimental matemático buscou, através da utilização de um modelo de mandíbula, propor uma modificação no protocolo de Brånemark, com a inclusão de dois implantes curtos nas regiões distais posteriores da mandíbula. Com isto, a extremidade distal livre destas próteses, que é o ponto crítico e de maior causa de falhas nos tratamentos dos pacientes desdentados, pôde ser eliminada. O que incentivou a realização deste estudo foi a disponibilidade comercial destes implantes curtos, o que poderia viabilizar atos cirúrgicos em áreas com limitações anatômicas. Por se tratar de uma nova proposta protética, a falta de artigos disponíveis na literatura, deixa uma lacuna no planejamento dos padrões de oclusão a ser utilizado nestes casos.

Para a realização deste estudo, inicialmente foi estabelecida uma parceria do Grupo de Engenharia Biomecânica da UFMG com o grupo da Área de Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da UFMG. Foi desenvolvido o modelo de elementos finitos 3D, utilizando o programa Abaqus® 2008 (CAE Version 6.7 - USA), a partir de um modelo prévio desenvolvido por GRECO e colaboradores.

Neste trabalho procuramos analisar o padrão de desocclusão em GC e OBB, para que em trabalhos futuros desta parceria, possamos analisar o padrão de distribuição dos contatos oclusais.

## 7 REFERÊNCIAS

1. BRÅNEMARK PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.** 1983; 50(3): 399-410.
2. TAYLOR TD; AGAR JR; VOGIATZI T. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(1): 66-75.
3. KRAMMER A; WEBER H, BENZING U. Implant and Prosthetic treatment of the edentulous maxillae using a bar-supported prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac Implants.** 1992; 7(2): 251-5.
4. GUICHET DL; YOSHINOBU D; CAPUTO AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restoration. **J Prosthet Dent.** 2002; 87(5): 528-35.
5. ESKITASCIOGLU G; USUMEZ A; SEVIMAY M; SOYKAN E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(2): 144-50.
6. LIN CL; WANG JC; KUO YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. **J Biomec.** 2006; 39(3): 453-63.
7. GRECO GD; LANDRE JUNIOR J; JANSEN WC; SERAIDARIAN PI. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disocclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture. **J Appl Oral**

**Sci.** 2009; 17(5):515-20.

8. GRECO GD; LANDRE JUNIOR J; JANSEN WC; SERAIDARIAN PI. Stress analysis of the free end distal extension of an implant-supported mandibular complete denture. **Braz Oral Res** 2009; 23(2): 175-81.
9. BECKER CM; KAISER DA. Implant-Retained cantilever fixed prosthesis: Where and When. **J Prosthet Dent.** 2000; 84(4): 432-5.
10. MALO, P; NOBRE, M.A; LOPES, A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. **J Prosthet Dent** 2007; 97: S26-S34.
11. SANNA AM, MOLLY L, STEENBERGHE DV. Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: A cohort study of consecutive patients. **J Prosthet Dent.** 2007;97 (6): 331-9.
12. JENSEN OT, ADAMS MW. The Maxillary M-4: A Biomechanical and technical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy-report of 3 Cases. **J Oral Maxillofac Surg.** 2009;67:1739-44.
13. OLIVEIRA SG; SERAIDARIAN PI; LANDRE JUNIOR; OLIVEIRA DD; CAVALCANTI BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three dimensional finite elements study. **J Oral Rehabil.** 2006; 33(12): 874-80.

14. DAAS M; DUBOIS G; BONNET AS; LIPINSKI P; RIGNON-BRET C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. **Medical Engineering & Physics**. 2008; 30(2): 218–25.
15. SAAB XE, GRIGGS JA, POWERS JM, ENGELMEIER, RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. **J Prosthet Dent**. 2007; 97(2): 85-92.
16. HUANG HL; FUH LJ; HSU MG; TU YW; SHEN CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: a 3D numerical analysis. **J Oral Rehabil**. 2008; 35(4): 283–90.
17. OGAWA T; OGIMOTO T; KOYANO K. Validity of the examination method of occlusal contact pattern relating to mandibular position. **J Dent**. 2000; 28(1): 23-9.
18. KURT LE. Balanced Occlusion. **J Am Dent Assoc**. 1954; 4: 150-67.
19. NAGAO M. Comparative studies on the curve of spee in mammals, with a discussion of its relation to the form of the fossa mandibularis. **J Dent Res**. 1919; 1(2): 159-202.
20. RUBO JH, ZARB GA, XIAO-YAN JH, CURRAN. Finite Element Analysis of Stress Distribution on Dental Implants: a Study of Seven Clinical

Variables. **J. Dent. Res.** 1998; 77.

21. MCALARNEY ME, STAUROPOULOS DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical cases. **J Prosthet Dent.** 2000; 83(3): 332-43.
22. HIMMLOVÁ L, DOSTÁLOVÁ T, KÁCOVSKÝ A, KONVIČKOVÁ S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(1): 20-5.
23. TEIXEIRA MF; RAMALHO SA; SARTORI IAM; LEHMANN RB. Análise das tensões de prótese em resina acrílica para carga imediata em mandíbula edêntula. **Implant News.** 2008; 5(6): 683-9.
24. MCCARTNEY HW. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. **J Prosthet Dent.** 1992; 68(5): 817-9.