



FACULDADE
ILAPEO

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos

Avaliação da distribuição de tensão nas diferentes configurações de implantes em reabilitações totais de mandíbula atrófica através de análise por elementos finitos.

CURITIBA
2018

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos

Avaliação da distribuição de tensão nas diferentes configurações de implantes em reabilitações totais de mandíbula atrófica através de análise por elementos finitos.

Dissertação apresentada à faculdade Ilapeo, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Eduardo Kluppel
Co-orientador: Prof. Dra. Larissa Trojan

CURITIBA
2018

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos

Avaliação da distribuição de tensão nas diferentes configurações de implantes em reabilitações totais de mandíbula atrófica através de análise por elementos finitos.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Moreno

Prof. Dr. Delson João da Costa

Aprovada em : 04/05/2018.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente aos meus pais, sempre presentes e prestando suporte necessário para o longo trajeto que percorri durante esses dois anos.

Aos familiares e amigos que fizeram parte deste período de grande crescimento profissional e pessoal.

Aos amigos e companheiros que juntos comigo trilharam este mesmo caminho e também estão tornando-se mestres em odontologia.

Aos professores e funcionários desta instituição, os quais através de trabalho árduo e com muita dedicação tornaram possível a realização de um curso amplo, organizado, de tamanha qualidade e engrandecimento técnico-científico aos alunos.

Agradeço em especial ao Prof. Dr. Leandro Eduardo Kluppel, meu amigo e orientador da dissertação, por toda a ajuda durante a pesquisa e durante o longo caminho até aqui.

Aos pacientes, pela confiança em nosso trabalho e compreensão do conceito clínico-escola durante o tratamento, paciência para realização das fotos e toda a documentação necessária para o desenrolar do mestrado.

Agradeço ao Dr. Ricardo Sommerfeld, projetista dos elementos finitos na minha dissertação aqui apresentada e a Dr. Larissa Trojan pelo suporte durante a realização da mesma.

Ao nosso coordenador do mestrado Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, pela brilhante condução do curso de mestrado e empenho para um reconhecimento cada vez maior do mesmo e da instituição como um todo.

Por fim agradeço a minha namorada e família pela compreensão das noites mal dormidas, estresse e ausência decorrentes durante este período, assim como aos meus sócios e amigos com quem trabalho, que durante todo esse período sempre compreenderam minha falta de tempo e ausência.

Sumário

Resumo

| | |
|-------------------------------|----|
| 1. Introdução..... | 8 |
| 2. Revisão de literatura..... | 12 |
| 3. Proposição..... | 24 |
| 4. Materiais e Métodos..... | 25 |
| 5. Artigos Científicos..... | 35 |
| 6. Referências..... | 71 |
| 7. Anexos..... | 77 |

Lista de abreviaturas

GM- *Gran Morse*

AEF- *Análise por elementos finitos*

MEF- *Método de elementos finitos*

mm- *Milímetros*

Mpa- *Mega Pascal*

N- *Newtons*

TC- *Tomografia Computadorizada*

STL- *Standard Triangulated Language*

CAD- *Computer Aided Design*

DICOM- *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DIC- *Digital Imaging Correlation*

BIC- *Bone Implant Contact*

Gpa- *Giga Pascal*

CoCr- *Cobalto Cromo*

Resumo

O presente trabalho teve por objetivo a simulação da distribuição de tensão nos implantes e nos tecidos de sustentação em reabilitações totais de mandíbulas atroficas através da análise de elementos finitos (AEF). Quatro grupos foram simulados com variação na distribuição, quantidade e inclinação de implantes instalados em mandíbula atrofica com seus respectivos componentes, barra protética e prótese. Utilizando dados pré-existentes da tomografia de uma mandíbula atrofica e dados dos implantes titamax Gran Morse (GM) de 3,5x7mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) e componentes, mini-pilar cônico GM e mini-pilar cônico angulado GM de trinta graus (Neodent[®], Curitiba, Brasil) cada grupo foi testado para avaliação das distribuições de forças nos tecidos periimplantares e nos implantes através do método de análise por elementos finitos (AEF). As próteses foram simuladas como sendo metalo-acrílico e o cantilever da barra com 20mm para os grupos com implantes paralelos, sendo reduzido nos grupos com os implantes distais inclinados proporcionalmente a inclinação dos mesmos. As configurações com implantes paralelos entre si apresentaram maiores índices de tensão nos implantes distais e tecido ósseo circundante aos implantes centrais. As configurações com implantes distais inclinados apresentaram as maiores concentrações nos implantes distais e cortical circundante aos mesmo na configuração com 4 implantes e implantes distais e cortical óssea circundante ao implante central para configuração com 3 implantes.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos, mandíbula, implante dental, distribuição de tensão.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the stress distribution on implants and surrounding supporting tissues in full arch rehabilitations of atrophic mandibles, through Finite Element Analysis (FEA). Four groups with variation on distribution, quantity and inclination of implants installed in an atrophic mandible with their respective abutments, prosthetic bar and prosthesis, were simulated. Using pre-existing atrophic jaw tomography data and Gran Morse (GM) titamax 3,5x7mm Neodent[®], Curitiba, Brazil) implants data, and abutments, conical abutment and conical abutment GM thirty degree tilted (Neodent[®], Curitiba, Brazil), each group was tested for stress distribution evaluation on the implants and surrounding peri-implant tissues using finite element analysis (FEA). The prostheses were simulated as being metalo-acrylic and the cantilever of the bar with 20mm for the groups with parallel implants, being reduced in the groups with distal implants tilted proportionally to the tilting of the same ones. Configurations with parallel implants, showed greatest stress concentration on the distal implants and surrounding bone tissue of the central implants. Configurations with tilted distal implants showed the greatest stress concentration on the distal implant and respective surrounding cortical bone for the group with 4 implants, and on the distal implants and surrounding cortical bone of the central implant for the group with 3 implants.

Key words: Finite element analysis, mandible, dental implant, stress distribution.

1. Introdução

A utilização de implantes osseointegrados com o intuito de reabilitar mandíbulas edêntulas através de próteses fixadas aos implantes, foi primeiramente proposta por Branemark e colaboradores, e teve seus primeiros resultados clínicos publicados no início dos anos 1980. O tratamento consistia na instalação de cinco ou seis implantes na região interforames mentuais, período de três meses de espera para reparação óssea e confecção de próteses fixas retidas com parafusos sobre os implantes.(1)(2) Conseqüentemente cantilever de até 20mm de comprimento eram necessários para produzir próteses que reproduzissem os elementos dentais até a região dos molares.(3) Mais tarde Branemark postulou que apenas quatro implantes pareciam ser suficientes para suportar uma prótese de arco total, entretanto recomendava a utilização de número maior de implantes caso houvesse insucesso na osseointegração de algum deles.(1)(4)

Nas últimas décadas houve uma grande popularização dos implantes dentários para reabilitações orais, fato que conseqüentemente trouxe um aumento no índice de falhas. Tal aumento nos remete a necessidade de maior compreensão da biomecânica, da tensão e deformação gerada pelas cargas mastigatórias sobre os implantes e tecido ósseo adjacente. A biomecânica das forças na implantodontia depende de alguns aspectos, sobretudo do tipo de carga aplicada, da interface osso-implante, comprimento e diâmetro dos implantes, das características de superfície e geometria dos implantes, tipo de prótese associada e do tecido ósseo adjacente.(5)(6)

Para elucidar os problemas biomecânicos nos implantes dentários é necessário o desenvolvimento de métodos que possibilitem uma avaliação detalhada dos locais e da distribuição da tensão nos componentes e na interface osso-implante. Um método comumente usado para a avaliação da tensão é a utilização de materiais fotoelásticos para a mensuração

fotoelastométrica.(7) Embora este método seja útil, ele não demonstra valores específicos em estruturas complexas como a arquitetura do osso esponjoso(5).

Recentemente, a análise por método de elementos finitos (MEF) em modelos de computador foi introduzida para estudo dos implantes dentários, baseado na longa experiência com este método em outros campos da biomecânica humana.(8)(9)

A AEF tem sido uma ferramenta muito utilizada para estudo da interface osso-implante sobre carga mecânica, e tem demonstrado que a maior concentração de tensão ocorre na cortical óssea e na porção cervical do implante durante a função.(10)

Apesar da heterogeneidade do tecido ósseo da maxila e mandíbula e a dificuldade de avaliar os efeitos dos tecidos moles, que trazem dificuldades para determinação das distribuições de tensão, achados clínicos encontrados em estudos pelo MEF tem contribuído para avaliar a distribuição de forças (tensão) no osso humano e nos implantes dentários.(11)(12)(13)

Os locais de tensão e deformação ao redor dos implantes dentários e tecido ósseo adjacente estão amplamente relacionados com a geometria dos implantes e o tipo de carga aplicada(14). Sob as mesmas condições de carga a geometria dos implantes não exerce efeitos significantes na tensão sobre os mesmos, mas apresenta grande impacto no osso medular(15). MEF tem sido frequentemente usado em estudos com fixações monocorticais, e inúmeros autores demonstraram que a maior parte da tensão gerada pelas forças oclusais está concentrada na região cervical do implante e no osso cortical adjacente.(16)

A reabsorção do tecido ósseo ao redor dos implantes tem sido relacionada a inúmeros fatores, dentre os quais os principais são a colonização bacteriana ao redor dos implantes e tecidos circundantes e estímulos mecânicos nocivos (sobrecarga oclusal) transferidos ao tecido ósseo adjacente. A qualidade e quantidade óssea também são fatores associados às distribuições de tensão e deformação na crista óssea, pois a baixa densidade do osso medular pode aumentar

as tensões ao redor dos implantes. A altura óssea em relação ao comprimento do implante assim como o diâmetro do implante em relação à espessura óssea existente tem grande influência na distribuição das tensões, deformação e conseqüente reabsorção na região da cresta óssea.(10)

Quando nos remetemos a mandíbulas atróficas, a instalação de implantes na região posterior torna-se inviável devido à presença do canal mandibular e do nervo mental, conseqüentemente a presença do cantilever torna-se necessário.(3) Na tentativa de minimizar tais problemas, alguns pesquisadores tem sugerido a utilização de implantes inclinados na região interforames na busca por melhor distribuição dos implantes, adequada estabilidade primaria e redução do cantilever.(17)

Em 2003 foi introduzido o conceito chamado de “all-on-four”, que consiste na instalação de quatro implantes na região interforame sendo os dois implantes anteriores retos e paralelos e dois implantes distais inclinados em trinta graus, também na busca por melhor distribuição dos implantes e redução da extensão do cantilever, reduzindo as cargas exercidas principalmente sobre os implantes distais e cortical óssea adjacente.(3)(17)

Nas próteses de arcos totais os principais fatores que influenciam nas distribuições de tensão são a quantidade, inclinação e distribuição dos implantes, a extensão do cantilever, o material da infraestrutura da prótese e a forma de união dos implantes.(1) Implantes inclinados tendem a gerar maior tensão no osso adjacente, assim como uma prótese com material restaurador com baixo módulo de elasticidade apresenta melhor distribuição de tensão entre os componentes, implantes e tecido ósseo. Além disso, ainda temos grande alteração na distribuição de tensão variando o número e a posição dos implantes, sendo quanto menor o número de implantes maior a tensão sobre eles e quanto maior a distancia entre o implante distal e porção mais distal da barra, maior o braço de alavanca e conseqüentemente a tensão gerada.(17)(18)

No presente estudo foram avaliadas as distribuições de forças em diferentes composições de implantes osseointegrados para reabilitação de mandíbulas atroficas. O objetivo desta pesquisa foi comparar o diferente comportamento biomecânico em cada configuração proposta para as reabilitações em mandíbula atrofica. Em um modelo 3D gerado a partir dos dados de uma tomografia de mandíbula, na tentativa de reproduzir o comportamento ósseo mandibular, foram analisadas as distribuições de tensão nos implantes e tecido ósseo adjacente. A hipótese nula foi de que nenhuma diferença seria encontrada entre as quatro diferentes configurações propostas.

2. Revisão de Literatura

DeTolla et al., 2000(19) avaliaram a utilização do MEF na odontologia devido ao seu uso na simulação computacional e design de implantes. As distribuições de tensão podem ser obtidas através da solução de equações de equilíbrio junto com as cargas e restrições aplicadas à estrutura. Este conjunto de equações, juntamente com as cargas aplicadas ou restrições impostas à estrutura, compõe um problema de valor limite, que deve ser solucionado para obtenção de uma detalhada descrição das tensões e compressões. Entretanto, a complexidade da interação osso-implante e das características do tecido ósseo, fazem necessárias técnicas analíticas para solução desses problemas. A alternativa para soluções analíticas irrisolúveis são a construção de métodos numéricos de aproximação, dentre os quais o MEF aparece como um dos mais difundidos. No MEF o sistema de interesse é quebrado em diversos elementos, finito em números, sobre cada um dos quais uma solução aproximada é construída usando uma função polinomial simples. Assim, softwares foram desenvolvidos para calcular, através do MEF, tais equações sobre estruturas reproduzidas virtualmente através dos dados dos seus materiais constituintes e características. Assim, os autores acreditam que através desses programas capazes de controlar as equações de vários elementos com propriedades complexas, permitindo as suas reconstruções e análise em 3D, simulações cada vez mais precisas serão possíveis e conseqüentemente otimizações nas propriedades biomecânicas dos implantes serão conseguidas

Meyer et al., 2001(20) realizaram estudo através de MEF sobre maxilas normais e atroficas, avaliando as tensões e deformações quando da aplicação de implantes. Implantes ITI de 8 e 12mm de altura foram simulados em maxilas com 8mm de altura (cortical de 0,5mm de espessura, simulando osso tipo III) e 12mm de altura (cortical de 2mm de espessura, simulando osso tipo I) respectivamente. O carregamento foi simulado com uma força axial de 150N sobre os implantes bi-corticalizados. A qualidade e quantidade óssea mostraram-se preponderantes

nos padrões de distribuição de tensão sobre o tecido ósseo ao redor dos implantes. Os padrões de tensão mostraram-se mais homogêneos no osso tipo III (com maior quantidade de osso trabecular). Maxila atrófica com qualidade óssea pobre foram associadas a maiores níveis de tensão de superfície, excedendo os limites fisiológicos e podendo refletir em reabsorção óssea, sendo assim, foi sugerido a necessidade de diferentes abordagens em diferentes tipos e graus de atrofia em maxila.

Maló et al., 2003(17) publicaram suas pesquisas sobre as reabilitações de arco total inferior com próteses implanto-suportadas sobre quatro implantes. Em 44 pacientes necessitando de reabilitação total do arco inferior, foram realizados 176 implantes. Foi realizada a instalação de 4 implantes na região anterior da mandíbula entre os forames mentuais, sendo os implantes mais distais angulados em 30°, emergindo na região do 2° pré-molar, reduzindo o cantilever protético. Nos implantes distais foram realizados implantes com 4mm de diâmetro e nos anteriores implantes com 4 ou 3,75mm de diâmetro e comprimento variando entre 10 e 18mm de acordo com o remanescente ósseo. Após a instalação dos implantes, próteses provisórias em acrílico com a barra metálica foram realizadas. As próteses suportavam no mínimo 10 dentes com a emergência dos implantes na região dos 2° pré-molares. As próteses definitivas foram instaladas de 4 a 6 meses após a cirurgia. Os autores tiveram cinco falhas de implantes em cinco pacientes antes do término dos seis meses de acompanhamento nos implantes com carga imediata, resultando em um índice de sobrevivência de 96,7%. O índice de sobrevivência das próteses foi de 100% com um baixo índice de perda óssea ao redor dos implantes. Com esse índice de sobrevivência os autores concluíram que o conceito “all on four” com realização de carga imediata em mandíbulas edêntulas é uma alternativa de tratamento viável.

Zarone et al., 2003(21) pesquisaram sobre o efeito biomecânico da flexão mandibular no aumento da tensão sobre restaurações fixas implanto suportadas e na própria mandíbula. Um

modelo tridimensional foi criado a partir da tomografia computadorizada (TC) da mandíbula de um adulto de 56 anos. A sequência para a criação de um sólido 3D para análise pelo MEF foi realizada. Implantes de 13mm de comprimento e 3,25mm de diâmetro foram incluídos no modelo, e seis modelos 3D com diferentes configurações para os implantes e próteses foram simulados: 1) mandíbula com seis implantes com barra dividida. 3 implantes foram simulados à 12,4; 23 e 30mm da linha média respectivamente, em cada lado da mandíbula. 2) dois implantes colocados à 13 e 18mm da linha média de cada lado. 3) seis implantes dispostos como no grupo 1 com uma barra em peça única. 4) mandíbula com quatro implantes com uma barra simples com 10mm de cantilever. Implantes dispostos como no sistema 2. 5) mandíbula com 6 implantes dispostos como no grupo 1, com barra dividida na região de sínfise. 6) mandíbula com quatro implantes dispostos como no sistema 2, e barra dividida em 2 seções na região de sínfise. A deformação elástica da mandíbula mostrou-se intimamente relacionada com os diferentes tipos de reabilitações fixas implanto suportadas utilizadas. O estudo revelou que as reabilitações com barra protética em peça única unindo todas as fixações impede a flexão normal da mandíbula, aumentando os índices de tensão sobre a mandíbula, implantes e estrutura das próteses, enquanto restaurações com barra dividida aumentam a liberdade de flexão mandibular, produzindo resultados biomecanicamente mais interessantes. Quanto as restaurações de arco total com estrutura única, os resultados revelaram que quanto mais mesialmente posicionados os implantes mais distais, melhores são os resultados em termos biomecânicos para deflexão mandibular, porém estes devem ser confrontados com mais estudos sobre as distribuições de tensão sobre os implantes e próteses devido ao aumento do cantilever produzido por tal posicionamento das fixações.

Para Pessoa et al., 2007(22) as análises pelo MEF são ferramentas de grande valia no entendimento dos fenômenos biomecânicos relacionados a reabilitação com implantes, já que as forças mastigatórias agindo sobre os mesmos podem resultar em tensões indesejáveis no osso

adjacente podendo causar defeitos ósseos e eventualmente falência dos implantes. A expansão da utilização destes métodos é fundamentada em vantagens como custo relativamente baixo, versatilidade e a ausência de mutilações em animais ou humanos, além da confiabilidade comprovada pela larga utilização em diversas áreas do conhecimento. É provável que avanços visando o prognóstico da distribuição de tensões de casos específicos, durante o planejamento clínico, sejam buscados em estudos futuros.

Lan et al., 2008(23) analisaram a distribuição de tensão e compressão no tecido ósseo ao redor de implantes com diferentes inclinações. Foram criados 8 sólidos tridimensionais, sobre os quais foram simulados implantes com 5mm de diâmetro e 11 de comprimento na região de 1° e 2° molares inferiores. Foram simuladas próteses fixas sobre esses implantes, as quais eram coroas totais de porcelana. Simulações com os implantes paralelos entre si e modelos com implantes inclinados em 15° para mesial ou distal foram realizadas, com força de 200N sendo aplicada na fossa central da coroa no sentido vertical e também horizontal, totalizando 400N de força. Os resultados mostraram os picos de compressão na cortical óssea ao redor da cervical dos implantes. Os valores de compressão apresentaram-se quatro a seis vezes maiores quando da aplicação das cargas horizontais. Os menores valores de tensão foram encontrados nos modelos que apresentavam os ápices dos implantes divergentes em 30°. Os autores concluíram que nem todas as angulações de instalação utilizadas levam a concentrações de compressão, sendo possível prever em certas situações clínicas angulações desfavoráveis e também alcançar angulações desejáveis quando necessário, reduzindo assim situações biomecânicas deletérias ao tecido ósseo.

Yu, Jang e Kyung, em 2009(24), em seu estudo avaliaram quantitativamente a influência combinada do diâmetro do implante e da largura do rebordo alveolar na tensão produzida na crista óssea através do MEF. Foram criados modelos de implantes ITI rosqueados de 3.3x10mm, 4.1x10mm e 4.8x10mm instalados em rebordo alveolar com espessuras

diferentes. Uma coroa de liga de ouro com espessura de 1.5 mm na face oclusal foi modelada sobre o pilar de titânio. Carga oblíqua de 100 N foi aplicada no centro da face oclusal da coroa, com angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante. Tensões substancialmente mais baixas foram encontradas ao redor de implantes instalados em rebordos mais estreitos. Considerando os limites desse estudo teórico, os autores concluíram: 1) uma análise de regressão pode ser usada para quantificar o pico de tensão no ponto de singularidade. 2) um implante com diâmetro de pelo menos metade da largura do rebordo é recomendado para reduzir a concentração da tensão na crista óssea.

Limbert et al., 2010(25) realizaram estudo objetivando avaliar a distribuição e magnitude da tensão na estrutura tridimensional do osso trabecular ao redor de um implante dentário osseointegrado e carregado axialmente. Buscavam também investigar os micromovimentos entre os implantes e o tecido ósseo circundante. Para tanto, os pesquisadores realizaram uma série de micro-tomografia computadorizada (TC) de uma secção de mandíbula de porco contendo um implante osseointegrado. As micro TC foram segmentadas no software Mimics e um modelo 3D em “standard triangulated language” (STL) foi criado e depois reparado por outro software (Materialise magics). Feito isso, o modelo em STL foi levado ao software de análises por MEF. Uma série de análises de elementos finitos de contato não linear considerando uma carga axial de 100N aplicada na parte superior do implante em combinação com três conjuntos de propriedades mecânicas para o tecido ósseo trabecular foi elaborado. Complexas distribuições de tensão e compressão foram verificadas. Resultados demonstraram que a tensão não é distribuída homoganeamente dentro da estrutura óssea, particularmente no osso periimplantar tanto para as áreas de macro quanto para as de micro roscas (as maiores tensões foram encontradas nas áreas entre as roscas). Os autores relatam que apesar do implante ser carregado através do seu longo eixo com uma força descendente, as máximas deformações da estrutura trabecular são produzidas na periferia do implante imediatamente acima da sua

base inferior. A carga é dissipada através das corticais e não atinge as trabéculas mais baixas e as tensões periimplantares de maior magnitude são encontradas na porção bucal e mesial do implante.

Fazi et al., 2011(1) realizaram estudos através do MEF analisando diferentes composições de implantes para próteses fixas implanto-suportadas em mandíbulas, variando o número, disposição e angulação dos implantes distais. Para tanto, utilizaram imagens tomográficas com cortes de 1mm de uma mandíbula de cadáver. Foram simulados implantes sobre este sólido baseados nos dados dos implantes de plataforma regular da Straumann de 4,1mm de diâmetro e 12mm de comprimento. A estrutura da prótese foi desenhada como um sólido geométrico em forma de ferradura acompanhando o formato da mandíbula e a disposição dos implantes. Seis diferentes configurações de implantes inter-forames foram testadas, 5 implantes paralelos equidistantes, 4 implantes paralelos sem implante na linha média, 4 implantes paralelos equidistantes, 4 implantes com os distais inclinados em 17°, 4 implantes com os distais inclinados em 34° e 3 implantes paralelos equidistantes. A estrutura da barra protética apresentaria cantilever de 20mm para as configurações com implantes paralelos e redução do mesmo conforme inclinação dos implantes nas demais composições. Uma carga de 200N foi simulada na porção mais distal do cantilenver, a tensão gerada sobre os implantes, tecido ósseo adjacente e estrutura da prótese foram avaliadas. A análise demonstrou a composição com 3 implantes paralelos gerando maior índice de tensão nos implantes e cortical óssea adjacente quando comparado aos grupos com 4 ou 5 implantes paralelos, sendo estes dois últimos similares quanto a tensão gerada no osso, implantes e estrutura da prótese. A configuração com 4 implantes, sendo os distais inclinados em 34°, demonstrou os melhores padrões de distribuição de tensão sobre as estruturas analisadas, revelando-se a melhor opção quanto ao aspecto biomecânico da reabilitação.

Dogan et al., 2012(26) realizaram trabalho objetivando avaliar o efeito das forças sobre

os implantes e crista óssea alveolar no conceito “all on four” e designs alternativos utilizando análise pelo MEF. Diferentes designs de implantes com diferentes alternativas de tratamento para mandíbulas edêntulas foram realizadas como grupos de estudo. Design 1: “All on four concept”. Design 2: dois implantes longos anteriores e dois implantes curtos distais. Design 3: quatro implantes longos e dois implantes curtos. Design 4: dois implantes longos e quatro implantes curtos. Foram simulados implantes curtos com 7mm de comprimento e os implantes longos com 13mm. Todos os implantes foram simulados com 4mm de diâmetro. Exceto no design 1, onde foi seguido o conceito “all on four”, nos demais designs todos os implantes foram simulados verticalmente (retos), sendo os implantes longos colocados na região anterior da mandíbula entre os forames mentuais e os implantes curtos colocados na região posterior (pós-forames mentuais). Através da tomografia de uma mandíbula edêntula passível de reabilitação com o conceito “all on four”, foram construídos modelos em 3D para simulação desses designs e avaliação pelo MEF. O estudo revelou que as concentrações de tensão na cortical óssea ao redor da porção cervical dos implantes foi significativamente maior que no osso trabecular. Os picos de concentração de tensão foram encontrados na cortical distal dos implantes distais em todos os designs simulados. A redução da quantidade de implantes não diminuiu o sucesso do design. Os autores concluíram que em mandíbulas com reabsorção posterior, embora o conceito “all on four” seja uma técnica previsível, os implantes curtos diminuem as forças transmitidas para o osso de suporte.

Tiossi et al., 2013(27) conduziram estudo para validação do MEF comparando este modelo numérico de análise com o método de correlação de imagem digital (DIC), avaliando a tensão produzida por implantes no tecido ósseo. Um modelo de polimetilmetacrilato (resina epóxi), foi construído para representar um bloco ósseo mandibular com o primeiro pré-molar e segundo molar, e as regiões do segundo pré-molar e primeiro molar foram preparadas para receber implantes (Titamax GM Neodent[®], Curitiba – PR Brasil), simulando uma mandíbula

parcialmente edêntula. Próteses metálo-acríficas unidas e individualizadas foram realizadas sobre esses implantes e os pontos de contato ajustados. Quatro grupos foram então criados para serem analisados por ambos os métodos. Próteses unidas (G1 e G3) e individuais (G2 e G4), com (G1 e G2) e sem (G3 e G4) a presença do segundo molar que promove contato proximal. Uma câmera simples, bidimensional, de sistema DIC foi utilizada para captar a deformação na superfície do modelo de resina sob uma carga de 250N. O mesmo Sistema foi recriado computacionalmente para simulação de elementos finitos. Os coeficientes elásticos e propriedades mecânicas dos materiais foram obtidos pelos fabricantes, e a mesma carga utilizada para o sistema DIC foi realizada. O MEF mostrou valores de tensão até 8 vezes maiores na interface implante resina do que os valores encontrados na superfície do bloco, o que mostrou os possíveis benefícios em realizar próteses unidas e utilizar contato proximal para reduzir a tensão sobre o tecido ósseo. Entretanto, os modelos de elementos finitos pareciam ser mais flexíveis do que os espécimes reais: foram encontradas tensões de superfícies maiores com o MEF. Quando o MEF simulado aplicando um modulo de Young mais alto para a resina epóxi, resultados mais compatíveis foram encontrados entre os valores experimentais e as previsões numéricas para as tensões na superfície do modelo.

Marcían et al., 2014(5) realizaram estudo para avaliar os deslocamentos e micro-tensões induzidas por implantes carregados axialmente em diferentes quantidades de atrofia óssea mandibular e as micro-tensões induzidas por diferentes geometrias de implantes e o contato osso/implante (BIC) no tecido ósseo adjacente. Seis diferentes segmentos mandibulares obtidos de seis mandíbulas de cadáveres, foram submetidos a exames de micro TC para obtenção do volume de fração óssea de cada segmento. Em seguida as imagens em micro TC foram processadas por um software para criação de um modelo em STL. Os modelos ósseos e dos implantes (branemark, Straumman, Ankylos) adquiridos em STL, foram então submersos em em uma estrutura tridimensional de elementos finitos. A media de deslocamento dos implantes

foi de $3,1 \pm 1,2\mu\text{m}$. Os deslocamentos foram menores nos grupos com maior BIC. Os valores de tensão no osso cortical e medular aumentavam conforme a redução da densidade óssea. As distribuições de tensão estão intimamente relacionadas com o formato ósseo e arquitetura da medular óssea. Os autores concluíram que a geometria dos implantes, os padrões de roscas, o grau de atrofia óssea e o BIC, todos afetam o deslocamento e a micro-tensão no osso mandibular.

Fayas et al., 2015(28) avaliaram através do MEF os efeitos do comprimento e inclinação dos implantes na distribuição de tensão no implante e dente pilar mais distal em próteses parciais removíveis auxiliadas por implante. Seis modelos de mandíbulas parcialmente edêntulas foram criados. Cada modelo apresentava gengiva, osso cortical, osso esponjoso e do incisivo central ao primeiro pré-molar de cada lado do arco com seus ligamentos periodontais. Os modelos também incluíam uma prótese parcial removível repondo os dentes posteriores e um implante instalado na região de cantilever. O implante foi simulado na região do 1º molar e seu diâmetro foi de 4mm. Nos três primeiros modelos o comprimento do implante era de 10mm e sua angulação de 0°, 10° e 15°, respectivamente. Nos últimos três modelos, o comprimento do implante era de 7mm, e a angulação de 0°, 10° e 15°. A extensão da prótese foi simulada até segundo molar. Os modelos foram transferidos para o software solidworks e depois para Ansys para análise por MEF. Todos os tecidos vitais foram assumidos como elásticos, homogêneos e anisotrópicos. As menores tensões foram notadas nos implantes de 10mm de comprimento com 0° de angulação, enquanto os maiores índices de tensão foram notados nos implantes de 10mm de comprimento com 15° de angulação. As tensões no ligamento periodontal do 1º pré-molar variaram entre 0,133Mpa nos implantes de 10mm com 15° de angulação e 0,248Mpa nos implantes de 7mm com 0° de angulação. Os autores notaram também que aumentando a angulação de inserção dos implantes aumentava-se gradualmente a tensão sobre os mesmos. Com isso concluíram que não só o comprimento dos implantes, mas também a angulação de

inserção exerce efeito importante sobre as tensões nos implantes e que a instalação vertical dos mesmos resulta em menores tensões sobre eles, e aumentando a inclinação, a distribuição de tensão aumenta gradualmente.

Steiner et al., 2016(29) pesquisaram sobre o risco de fratura mandibular pela instalação de implantes em mandíbulas atroficas. Foi desenhado um estudo para avaliar quais as configurações de preparo para implantes, na região interforames em mandíbulas atroficas, apresenta o menor risco de fratura. Foram realizadas tomografias de 27 mandíbulas de cadáveres, das quais os resultados foram armazenados e a geometria óssea foi segmentada e através de algoritmos calculados através de programa computadorizado específico, um modelo de mandíbula foi criado representando a forma e as características médias de uma mandíbula humana. Quatro diferentes configurações de preparos (fresagens) para reabilitação total de arco inferior com implantes foram. Feito isso, forças de mordida foram simuladas sobre os modelos. Os modelos de mandíbulas intactos fraturaram com uma carga média de 54,94N. Modelos com quatro configurações diferentes de cavidades fraturaram da seguinte forma: duas cavidades curtas e largas (8 x 4,2 mm) a uma carga média (SD) de 569,17 (67,7) N; duas cavidades longas e finas (15 x 2,8 mm) a uma carga de 563,40 (62,0) N; quatro cavidades curtas e largas (8 x 4,2 mm) a uma carga de 667,01 (71,89)N; e quatro cavidades longas e finas (15 x 2,8 mm) a uma carga de 409,50 (43,61)N. Os achados biomecânicos mostraram que há uma maior probabilidade de fratura nas mandíbulas com preparos longos e finos, havendo mais locais de preparo.

Zhang et al., 2016(15) pesquisou as distribuições de tensão em 12 diferentes tipos de sistema de implantes e tecido ósseo adjacente, com diferentes pilares, roscas e métodos de cicatrização sob diferentes quantidade e concentração de cargas. O modelo tridimensional de um sistema de implante dental e o tecido ósseo circundante foram criados com o auxílio de um CAD (Unigraphics NX4.0). As propriedades e formato do osso de uma mandíbula adulta foram

retirados de uma tomografia computadorizada (TC) e recriados computacionalmente em formato STL. O Sistema implante/osso circundante, compreendia o implante, pilar, parafuso pilar/implante, uma coroa protética duplicada de um molar, cortical óssea e medular adjacente da secção mandibular. A partir disso foram criados os 12 diferentes sistemas de implantes a serem testados, com diferentes tipos de roscas, conexões e pilares. Sólidos geométricos desses modelos foram criados e importados para o software ANSYS Workbench 14.0 para gerar um modelo de elementos finitos para avaliação das distribuições de tensão. Cargas 200 e 100N foram simuladas sobre o parafuso do pilar e a coroa respectivamente, sendo as cargas sobre a coroa aplicadas de forma inclinada e vertical. Os autores concluíram que sob a mesma carga, as roscas dos implantes não apresentavam efeito significativo sobre as tensões exercidas sob os mesmos, porém, apresentavam grande influência nas tensões sobre a medular óssea. A tensão sobre os pilares, osso cortical e medular foram maiores quando da aplicação das cargas inclinadas sobre a coroa quando comparado as cargas verticais. Assim os autores afirmaram que, um sistema de implantes caracterizado por um pilar reto, dente com plataforma retangular e um método de cicatrização não submerso, consiste no melhor design para um implante.

Peixoto et al., 2017(30) avaliaram se a utilização de implantes curtos inclinados preservando a cortical basal da mandíbula, poderiam ou não, otimizar as distribuições de tensão sobre a mandíbula. O estudo envolveu a utilização de modelos de mandíbula em sílica, com severa reabsorção mandibular e altura de 8mm na região de sínfise. Três possibilidades de angulação para os implantes foram consideradas: implantes posicionados verticalmente e paralelos entre si, o conceito de all-on-four instituído por Maló e 4 implantes inclinados distalmente em 45°. Para cada modelo de angulação dos implantes foram utilizados implantes com comprimento de 7mm, preservando a cortical basal e implantes com 9mm transfixando a cortical basal da mandíbula. A partir destes modelos, foram criados sólidos tridimensionais para análise pelo MEF e determinação das distribuições de tensão sobre as estruturas óssea e

protética. Os autores concluíram que, nestas configurações, a reabilitação de mandíbulas atroficas com próteses fixas implanto suportadas apresentam distribuições de forças biomecânicas mais favoráveis quando da utilização de 4 implantes curtos inclinados em 45° na região interforames sem fenestração da cortical basal da mandíbula quando comparado as demais configurações estudadas na pesquisa.

Ayali e Bilginaylar em 2017(31) realizaram trabalho averiguando o risco de fratura de uma mandibula atrofica com dois implantes instalados na região dos incisivos laterais em caso de trauma facial. Dados obtidos através de um projeto anterior foram modificados pelo uso de softwares e um modelo em 3D de uma mandibula atrofica para análise pelo MEF foi estabelecido. Três diferentes modelos em 3D para avaliação pelo MEF foram simulados. No modelo 1 (M1) foi simulado uma mandibula atrofica, no modelo 2 (M2) foi simulado na mesma mandibula atrofica dois implantes de 3,5x11,5mm na região dos incisivos laterais e no modelo 3 (M3) foram simulados na mesma mandibula atrofica, dois implantes de 4,3x11,5mm também na região de incisivos laterais. Uma carga de 200N foi aplicada horizontal e perpendicularmente à região frontal da mandibula em uma área circular de 1cm, simulando um trauma. Os resultados identificaram as maiores tensões em M1 e M2 na região condilar, enquanto em M3 foi localizada na região de sínfise. M3 mostrou os padrões de tensão distribuídos por toda a extensão bucal dos implantes, enquanto em M2 as tensões ficaram concentradas ao redor do pescoço do implante. Os autores concluíram que para reduzir o risco de fratura mandibular e preservar o comportamento biomecânico das mandíbulas atroficas a partir de cargas traumáticas frontais, os implantes devem ser instalados na região dos incisivos laterais e monocorticalmente.

3. Proposição

3.1 Objetivo geral

Estudar a viabilidade biomecânica de diferentes composições de implantes, no que se refere ao número, distribuição e angulação, nas reabilitações de arco total inferior atrofico com próteses implanto-suportadas. Avaliar as distribuições de tensão nos implantes e tecido ósseo adjacente nestas diferentes composições por meio do método de elementos finitos.

3.2 Objetivos específicos

- Avaliar os locais de concentração de tensão nos implantes e tecido ósseo adjacente de cada grupo no momento da aplicação da carga.
- Observar e avaliar as diferentes distribuições de tensão em cada implante e tecido ósseo adjacente nas diferentes conformações de implantes estabelecidas para cada grupo.
- Determinar qual configuração de implantes gera a melhor distribuição de tensão para os implantes e tecido ósseo.

4. Materiais e métodos

O presente estudo foi realizado utilizando-se de tecnologia computacional para análise de diferentes configurações de implantes para reabilitação total de mandíbulas atróficas.

4.1 Materiais

As simulações e avaliações das tensões foram realizadas aplicando-se forças sobre as seguintes estruturas.

4.1.1 *Implante*: O implante utilizado nesta pesquisa apresenta sua composição em titânio comercialmente puro grau IV, formato cilíndrico, roscas triangulares e ápice cortante com plataforma protética tipo Grand Morse (GM), diâmetro de 3,5mm e comprimento de 7mm, modelo Titamax GM - Neodent[®] Curitiba, Brasil (figura 1).



Figura 1- Implante Titamax GM 3,5x7mm

4.1.2 *Intermediários protéticos*: Elementos de união entre os implantes e a prótese. Para o presente estudo foram utilizados como intermediários protéticos os Mini-Pilares Cônicos GM - Neodent[®] Curitiba, Brasil, reto e angulado em 30° com encaixe Grand Morse com 4,8mm de diâmetro e 2,5mm de altura de transmucoso (Figuras 2, 3).



Figura 2 – Mini-pilar cônico GM 2,5mm



Figura 3 – Mini-pilar cônico GM 2,5mm angulado 30°

4.1.3 *Parafuso do mini-pilar:* Parafuso fixador da prótese aos mini-pilares. Foram utilizados os parafusos designados pelo fabricante – Neodent® Curitiba, Brasil (Figura 4).



Figura 4 – Parafuso do mini-pila cônico.

4.1.4 *Prótese*: A prótese foi simulada sobre os implantes e mini-pilares sendo a barra protética em cobalto-cromo, assentada em passiva sobre os mini-pilares e a estrutura protética sobre a barra em acrílico.

4.1.5 *Módulo de elasticidade*: O módulo de elasticidade pode ser definido como a grandeza que é proporcional à rigidez de um material quando este é submetido a uma tensão externa de tração ou compressão. Basicamente, é a razão entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo corpo quando o comportamento é linear no intervalo de deformação elástica.

4.1.6 *Coefficiente de Poisson*: Quando uma estrutura é tracionada, o alongamento axial é acompanhado por uma contração lateral, isto é, a largura da estrutura torna-se menor e seu comprimento aumenta. A relação entre as deformações transversal e longitudinal é constante, dentro da região elástica, e é conhecida como relação ou coeficiente de Poisson.

4.1.7 *Parâmetros de malha dos elementos finitos*: Os elementos finitos foram criados seguindo orientação automática do software. Foram utilizados elementos do tipo tetraédrico, recomendado para malhas irregulares como as reproduzidas para o presente estudo, com aproximadamente 2.244.408 nós e 1.354.232 elementos em cada grupo simulado.

4.1.8 *Propriedades dos materiais*: No presente estudo o modelo criado foi considerado isotrópico linear elástico, sendo assim necessário o conhecimento dos valores do módulo elasticidade e do coeficiente de Poisson para realização das simulações. Tais valores podem ser verificados na tabela 1.

Tabela 1- Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

| Material | Módulo de elasticidade (GPa) | Coefficiente de poisson |
|--------------------|------------------------------|-------------------------|
| Osso cortical | 13,7 | 0,30 |
| Osso esponjoso | 1,37 | 0,30 |
| Titânio | 103,4 | 0,33 |
| Liga de CoCr | 185 | 0,35 |
| Resina Acrílica | 8,3 | 0,28 |
| Dentes Artificiais | 8,3 | 0,28 |

Fonte: Ribeiro (2004)

4.1.9 Softwares

4.1.9.1 Solidworks

O software utilizado para o processamento dos modelos geométricos do implante, dos componentes e da mandíbula foi o SolidWorks versão 2017 (SolidWorks Corporation Santa Mônica/CA, EUA). O SolidWorks é um software de CAD (Computer-Aided Design), que funciona nos sistemas operacionais Windows®. O SolidWorks baseia-se em computação paramétrica, criando formas tridimensionais a partir de formas geométricas elementares. No ambiente do programa, a criação de um sólido ou superfície tipicamente começa com a definição de topologia em um esboço 2D ou 3D, que possibilita a criação de um modelo geométrico com características fiéis as peças reais.

4.1.9.2 Mimic's 10.01® (Materialise NV)

Software utilizado para segmentação das propriedades da cortical e medular óssea reconstrução em 3D do objeto de estudo.

4.1.9.3 Ansys

No desenvolvimento do projeto o programa utilizado para a simulação numérica do comportamento mecânico foi o software Ansys Workbench 14.0[®] (NASDAQ, ANSS). Este é um software de simulação, incluindo a área estrutural, amplamente utilizado nos meios industrial e acadêmico pois fornece soluções confiáveis e precisas. Como a maioria dos softwares dessa natureza, o Ansys Workbench fornece como resposta às simulações estruturais resultados como o campo de tensões equivalentes de von Mises e o campo de deformações. A utilização do Ansys permite que outras quantidades para a avaliação do estímulo mecânico, incluindo a densidade de energia de deformação, sejam obtidas como resposta através de operações realizadas entre as respostas-padrão do software. Além da importação do modelo gerado no SolidWorks ocorrer de maneira simples, o Ansys gera as malhas e os elementos com as propriedades mecânicas desejadas. Após aplicação das forças, esses elementos são analisados para solução do estímulo.

4.1.9.4 Computador

Todo trabalho de criação do sólido 3D, modelagem, simulação das cargas, criação e análise pelo MEF foi realizado em um computador (Intel core 5- 1.8GHz/8 GB memória RAM/Placa de vídeo GeForce 1GB) contendo todos os softwares supracitados.

4.2 Métodos

Imagens tomográficas de feixe cônico (Cone Beam) pré-existent de uma mandíbula atrofada com cortes em tamanho real de 1:1, com 1mm de espessura, em formato DICOM, foram exportadas para o “software” Invesalius, onde as partes cortical e medular das imagens foram segmentadas para obtenção dos dados das diferentes propriedades ósseas anisotrópica e geração de um sólido tridimensional (figura 5).

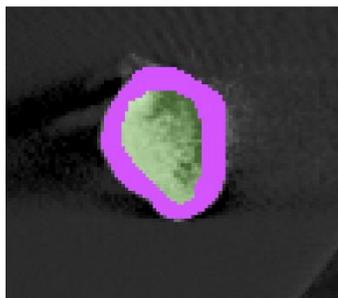


Figura 5 - Corte tomográfico com osso cortical e medular segmentado.

Em seguida, o arquivo gerado com os dados do sólido foi exportado em formato Standard Triangle Language (STL) para o “software Solidworks” onde foram posicionados os implantes, componentes e prótese sobre a mandíbula a partir dos dados fornecidos pelo fabricante (Neodent[®] - Curitiba, Brasil). Em seguida, este arquivo foi então exportado para o “software” “Ansys”, onde foi realizado através da AEF as simulações de carga e verificada a distribuição das forças biomecânicas em todo o conjunto, mais especificamente nas regiões a serem avaliadas neste estudo.

Foram criados quatro grupos com diferentes conformações de implantes para reabilitação total de mandíbulas atroficas, sendo eles divididos conforme a quantidade, distribuição e inclinação utilizada nos implantes distais. Os grupos utilizaram implantes Titamax GM de 3,5x7mm (Neodent[®] - Curitiba, Brasil) com mini-pilar cônico GM de 2,5mm de transmucoso (Neodent[®] - Curitiba, Brasil) ou mini-pilar cônico GM angulado de trinta graus com 2,5mm de transmucoso (Neodent[®] - Curitiba, Brasil) quando os implantes distais foram inclinados em trinta graus.

A infraestrutura da prótese foi modelada sobre os componentes protéticos seguindo a disposição dos implantes e acompanhando a anatomia da mandíbula. (figura 6)

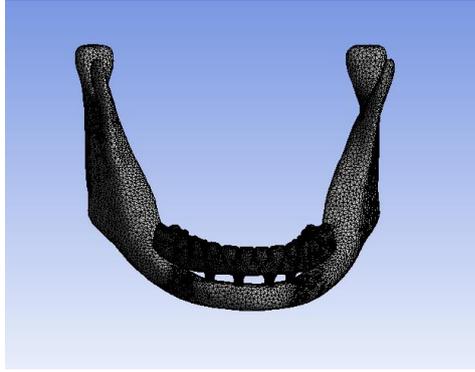


Figura 6 - Malha para AEF com mandíbula e respectiva prótese modelada sobre os implantes.

O cantilever foi simulado sobre a barra protética com 20mm em cada extremidade para as reabilitações utilizando implantes paralelos e foi reduzido conforme angulação dos implantes distais nas reabilitações com implantes inclinados. As próteses foram simuladas em acrílico sobre a infraestrutura da barra. Os implantes foram assumidos como completamente osseointegrados e colados à interface óssea e a infraestrutura protética como completamente assentada e totalmente passiva.

Cada grupo foi avaliado para a distribuição de tensão em cada implante e tecido ósseo adjacente no momento da aplicação da carga, que foi simulada com 200N nas extremidades distais da prótese em ambos os lados de forma simultânea, na tentativa de reproduzir a aplicação da força oclusal na região de molares no momento da oclusão. (figura 7)

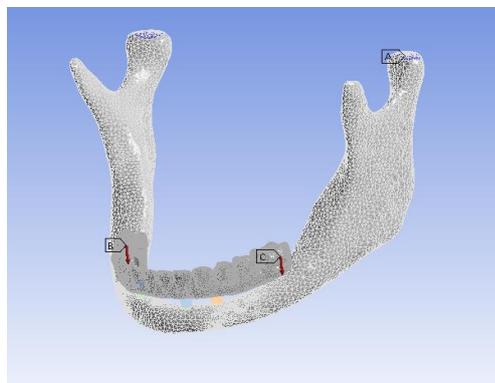


Figura 7 – Malha gerada sobre a mandíbula e prótese mostrando aplicação da carga na região posterior da barra em ambos os lados.

Os quatro grupos propostos para o presente estudo foram simulados com os implantes instalados na região interforame mentuais com seus respectivos componentes protéticos e próteses como descrito e apresentaram a seguinte conformação:

- 1) 3 implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si com seus respectivos componentes protéticos. (Figura 1)
- 2) 3 implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus e seus respectivos componentes protéticos. (Figura 2)
- 3) 4 implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus e seus respectivos componentes protéticos. (Figura 3)
- 4) 4 implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si com seus respectivos componentes protéticos. (figura 4)

A conformação dos grupos acima descritos foi idealizada pensando-se nas diferentes composições possíveis com implantes osseointegrados para as reabilitações totais em mandíbula.

Por fim, após a realização das simulações e obtenção dos dados de cada grupo, estes foram confrontados entre si e com a literatura vigente na busca pelos melhores resultados biomecânicos para as reabilitações totais em mandíbula atrofica.



Figura 8- 3 implantes Titamax CM de 3,5x7mm paralelos entre si.



Figura 9- 3 implantes Titamax CM com os implantes distais inclinados em trinta graus



Figura 10- 4 implantes Titamax CM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus.



Figura 11 - 4 implantes Titamax CM de 3,5x7mm paralelos entre si.

5. Artigos científicos

5.1 Artigo científico 1

Artigo preparado segundo as normas da revista *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (JOMI)*

Avaliação do comportamento de diferentes configurações de implantes em reabilitações totais de mandíbula atrófica. Análise por elementos finitos.

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos¹, Larissa Carvalho Trojan², Luis Eduardo Marques Padovan³, Leandro Eduardo Klüppel⁴

¹Aluno do curso de mestrado na Faculdade ILAPEO, Curitiba-PR, Brasil.

²Professora associada ao departamento de Ortodontia da Faculdade ILAPEO e ao setor de desenvolvimento de produtos da fábrica da Neodent, Curitiba-PR, Brasil.

³Professor e coordenador do curso de mestrado em implantodontia da Faculdade ILAPEO.

⁴Professor do curso de mestrado em implantodontia da Faculdade ILAPEO e orientador do presente trabalho.

Endereço para correspondência:

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos

Rua: Padre João Lux, 921, ap 102 – centro

84010-045 - Ponta Grossa – PR/Brasil

fernando83ogg@gmail.com

Resumo

Introdução: O presente trabalho teve por objetivo a avaliação da distribuição de tensão nos implantes e no tecido ósseo adjacente em reabilitações totais de mandíbulas atroficas.

Materiais e métodos: Através da análise de elementos finitos, quatro grupos foram simulados com variação na distribuição, quantidade e inclinação de implantes instalados em mandíbula atrofica com seus respectivos componentes, barra protética e prótese. Utilizando dados pré-existentes da tomografia de uma mandíbula atrofica e dados dos implantes titamax Gran Morse (GM) de 3,5x7mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e componentes, mini-pilar cônico GM e mini-pilar cônico angulado GM de trinta graus (Neodent, Curitiba, Brasil) cada grupo foi testado para avaliação das distribuições de forças nos tecidos periimplantares e nos implantes através do método de análise por elementos finitos (AEF). Grupo1: Três implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si. Grupo 2: Três implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em 30°. Grupo 3: Quatro implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em 30°. Grupo 4: Quatro implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si. As próteses foram simuladas em acrílico e o cantilever da barra com 20mm para os grupos com implantes paralelos, sendo reduzido nos grupos com os implantes distais inclinados proporcionalmente a inclinação dos mesmos. **Resultados:** Para as configurações com implantes paralelos entre si, as maiores concentrações de tensão localizaram-se em sua maioria na região dos implantes distais, na região cervical dos implantes. Quanto ao tecido ósseo, a concentração de tensão nestes grupos apresentou-se na cortical óssea circundante aos implantes centrais. As configurações com implantes distais inclinados obtiveram resultados próximos, sendo o grupo com 4 implantes apresentando as maiores concentrações de tensão na cervical dos implantes distais e na cortical óssea circundante aos mesmos, e a configuração com 3 implantes apresentando as maiores concentrações de força nos implantes distais e na cortical óssea circundante ao implante central. **Conclusão:** Próteses implanto-suportadas inferiores com 4 implantes apresentam excelentes resultados no que diz respeito a biomecânica.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos, mandíbula, implantes dentários, análise de tensão dental.

Abstract

Purpose: The aim of this study was to evaluate the stress distribution on implants and surrounding bone tissue in full arch rehabilitations of atrophic mandibles. **Material and Methods:** Through Finite Element Analysis (FEA), four groups with variation on distribution, quantity and inclination of implants installed in an atrophic mandible with their respective abupments, prosthetic bar and prhsthesis, were simulated. Using pre-existing atrophic jaw tomography data and Gran Morse(GM) titamax 3,5x7mm Neodent, Curitiba, Brazil) implants data, and abupments, conical abupment and conical abupment GM thirty degree tilted (Neodent, Curitiba,Brazil), each group was tested for stress distribution evaluation on the implants and surrounding peri-implant tissues using finite element analysis (AEF). Group1: Three 3.5x7mm Titmax GM implants parallel to each other Goup 2: Three 3,5x7mm Titamx GM implants with distal tilted at 30°. Group 3: Four 3,5x7mm Titmax GM implants with distal tilted at 30°. Group 4: Four 3,5x7mm Titamax GM implants parallel to each other. The prostheses were simulated in acrylic and the cantilever of the bar with 20mm for the groups with parallel implants, bein reduced in the groups with distal implants tilted proportionally to the tilting of the same ones. **Results:** Configurations with parallel implants, showed de greatest stress concentration on the cervical region of the distal implants, and regard the bone tissue, this concentrations were found at the surrounding cortical bone of the central implants. Configurations with tilted distal implants got near results, being the stress concentration found at the distal implants and surrounding cortical bone for the group with 4 implants and at the distal implants and surrounding cortical bone of the central implant for the group with three implants. **Conclusion:** Inferior implant supported prosthesis with 4 implants revealed excelent results regard to the bimechanical aspects.

Palavras-chave: Finite elemento analysis, mandible, dental implant, stress distribution.

Introdução

A utilização de implantes osseointegrados com o intuito de reabilitar mandíbulas edêntulas através de próteses fixadas aos implantes, foi primeiramente proposta por Branemark e colaboradores, e teve seus primeiros resultados clínicos publicados no início dos anos 1980. O tratamento consistia na instalação de cinco ou seis implantes na região interforames mentuais, período de três meses de espera para reparação óssea e confecção de próteses fixas retidas com parafusos sobre os implantes.(1)(2) Conseqüentemente cantilever de até 20mm de comprimento eram necessários para produzir próteses que reproduzissem os elementos dentais até a região dos molares.(3) Mais tarde Branemark postulou que apenas quatro implantes pareciam ser suficientes para suportar uma prótese de arco total, entretanto recomendava a utilização de número maior de implantes caso houvesse insucesso na osseointegração de algum deles.(1)(4)

Nas últimas décadas houve uma grande popularização dos implantes dentários para reabilitações orais, fato que conseqüentemente trouxe um aumento no índice de falhas. Tal aumento nos remete a necessidade de maior compreensão da biomecânica, da tensão e deformação gerada pelas cargas mastigatórias sobre os implantes e tecido ósseo adjacente. A biomecânica das forças na implantodontia depende de alguns aspectos, sobretudo do tipo de carga aplicada, da interface osso-implante, comprimento e diâmetro dos implantes, das características de superfície e geometria dos implantes, tipo de prótese associada e do tecido ósseo adjacente.(5)(6)

Para elucidar os problemas biomecânicos nos implantes dentários é necessário o desenvolvimento de métodos que possibilitem uma avaliação detalhada dos locais e da distribuição da tensão nos componentes e na interface osso-implante. Um método comumente usado para a avaliação da tensão é a utilização de materiais fotoelásticos para a mensuração fotoelastométrica.(7) Embora este método seja útil, ele não demonstra valores específicos em estruturas complexas como a arquitetura do osso esponjoso(5).

Recentemente, a análise por método de elementos finitos (MEF) em modelos de computador foi introduzida para estudo dos implantes dentários, baseado na longa experiência com este método em outros campos da biomecânica humana.(8)(9)

A AEF tem sido uma ferramenta muito utilizada para estudo da interface osso-implante sobre carga mecânica, e tem demonstrado que a maior tensão ocorre na cortical do rebordo ósseo e na porção cervical do implante durante a função(10)

Apesar da heterogeneidade do tecido ósseo da maxila e mandíbula e a dificuldade de avaliar os efeitos dos tecidos moles, que trazem dificuldades para determinação das distribuições de tensão, achados clínicos encontrados em estudos pelo MEF tem contribuído para avaliar a distribuição de forças (tensão) no osso humano e nos implantes dentários.(11)(12)(13)

Os locais de tensão e deformação ao redor dos implantes dentários e tecido ósseo adjacente estão amplamente relacionados com a geometria dos implantes e o tipo de carga aplicada(14). Sob as mesmas condições de carga a geometria dos implantes não exerce efeitos significantes na tensão sobre os mesmos, mas apresenta grande impacto no osso medular(15). MEF tem sido frequentemente usado em estudos com fixações monocorticais, e inúmeros autores demonstraram que a maior parte da tensão gerada pelas forças oclusais está concentrada na região cervical do implante e no osso cortical adjacente.(16)

A reabsorção do tecido ósseo ao redor dos implantes tem sido relacionada a inúmeros fatores, dentre os quais os principais são a colonização bacteriana ao redor dos implantes e tecidos circundantes e estímulos mecânicos nocivos (sobrecarga oclusal) transferidos ao tecido ósseo adjacente. A qualidade e quantidade óssea também são fatores associados às distribuições de tensão e deformação na crista óssea, pois a baixa densidade do osso medular pode aumentar as tensões ao redor dos implantes. A altura óssea em relação ao comprimento do implante assim

como o diâmetro do implante em relação à espessura óssea existente tem grande influência na distribuição das tensões, deformação e conseqüente reabsorção na região da crista óssea.(10)

Quando nos remetemos a mandíbulas atróficas, a instalação de implantes na região posterior torna-se inviável devido à presença do canal mandibular e do nervo mental, conseqüentemente a presença do cantilever torna-se necessário.(3) Na tentativa de minimizar tais problemas, alguns pesquisadores tem sugerido a utilização de implantes inclinados na região interforames na busca por melhor distribuição dos implantes, adequada estabilidade primária e redução do cantilever.(17)

Em 2003 foi introduzido o conceito chamado de “all-on-four”, que consiste na instalação de quatro implantes na região interforame sendo os dois implantes anteriores retos e paralelos e dois implantes distais inclinados em trinta graus, também na busca por melhor distribuição dos implantes e redução da extensão do cantilever, reduzindo as cargas exercidas principalmente sobre os implantes distais e cortical óssea adjacente.(3)(17)

Nas próteses de arcos totais os principais fatores que influenciam nas distribuições de tensão são a quantidade, inclinação e distribuição dos implantes, a extensão do cantilever, o material da infraestrutura da prótese e a forma de união dos implantes.(1) Implantes inclinados tendem a gerar maior tensão no osso adjacente, assim como uma prótese com material restaurador com baixo módulo de elasticidade apresenta melhor distribuição de tensão entre os componentes, implantes e tecido ósseo. Além disso, ainda temos grande alteração na distribuição de tensão variando o número e a posição dos implantes, sendo quanto menor o número de implantes maior a tensão sobre eles e quanto maior a distancia entre o implante distal e porção mais distal da barra, maior o braço de alavanca e conseqüentemente a tensão gerada.(17)(18)

No presente estudo foram avaliadas as distribuições de forças em diferentes composições de implantes osseointegrados para reabilitação de mandíbulas atróficas. O

objetivo desta pesquisa foi comparar o diferente comportamento biomecânico em cada configuração proposta para as reabilitações em mandíbula atrófica. Em um modelo 3D gerado a partir dos dados de uma tomografia de mandíbula, na tentativa de reproduzir o comportamento ósseo mandibular, foram analisadas as distribuições de tensão nos implantes e tecido ósseo adjacente. A hipótese nula foi de que nenhuma diferença seria encontrada entre as quatro diferentes configurações propostas.

Materiais e métodos

O presente estudo foi realizado utilizando-se de tecnologia computacional para análise de diferentes configurações de implantes para reabilitação de mandíbulas atróficas.

Imagens tomográficas de feixe cônico (*Cone Beam*) pré-existent de uma mandíbula atrófica com cortes em tamanho real de 1:1, com 1mm de espessura, em formato “*Digital Imaging and Communications in Medicine*” (*DICOM*), foram exportadas para o “*software Invesalius*”, onde as partes cortical e medular das imagens foram segmentadas para obtenção dos dados das diferentes propriedades ósseas (figura 1) e geração de um sólido tridimensional.

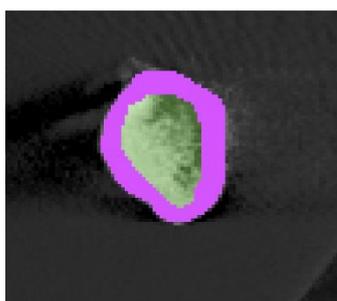


Figura 1: Corte tomográfico com osso cortical e medular segmentado.

Em seguida, o arquivo gerado com os dados do sólido foi exportado em formato *Standard Triangle Language (STL)* para o “*software Solidworks*” onde foram posicionados os implantes, componentes e prótese sobre a mandíbula a partir dos dados fornecidos pelo fabricante (Neodent, Curitiba, Brasil). Em seguida, este arquivo foi exportado para o software “*Ansys Workbench 10*” (*SwansonAnalysis Systems Inc. Houston/PA, USA*) onde realizou-se através da

AEF as simulações de carga e verificou-se a distribuição de forças biomecânicas em todo o conjunto, mais especificamente nas regiões a serem avaliadas neste estudo.

Para criação dos modelos de estudo virtual foram utilizadas as propriedades físicas dos materiais utilizados no estudo (*tabela 1*). Todos os materiais utilizados foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, sendo sempre utilizada a metodologia supracitada para criação dos modelos virtuais.

Tabela 1 – Propriedades físicas dos materiais.

| Material | Módulo de elasticidade (GPa) | Coefficiente de poisson |
|--------------------|------------------------------|-------------------------|
| Osso cortical | 13,7 | 0,30 |
| Osso esponjoso | 1,37 | 0,30 |
| Titânio | 103,4 | 0,33 |
| Liga de CoCr | 185 | 0,35 |
| Resina Acrílica | 8,3 | 0,28 |
| Dentes Artificiais | 8,3 | 0,28 |

Fonte: Ribeiro (2004)

Foram criados quatro grupos com diferentes conformações de implantes para reabilitação total de mandíbulas atroficas, sendo eles divididos conforme a quantidade, distribuição e inclinação utilizada nos implantes distais. Os grupos utilizaram implantes Titamax GM (*Gran Morse*) de 3,5x7mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) com mini-pilar cônico GM de 2,5mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) ou mini-pilar cônico GM angulado em trinta graus com 2,5mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) quando os implantes distais foram inclinados em trinta graus.

A infraestrutura da prótese foi produzida em *CoCr* e modelada sobre os componentes protéticos seguindo a disposição dos implantes e acompanhando a anatomia da mandíbula. O cantilever foi simulado sobre a barra protética com 20mm em cada extremidade para as reabilitações utilizando implantes paralelos e foi reduzido conforme angulação dos implantes distais nas reabilitações com implantes inclinados. As próteses foram simuladas em acrílico sobre a infraestrutura da barra. Os implantes foram assumidos como completamente osseointegrados e colados à interface óssea e a infraestrutura protética como completamente assentada e totalmente passiva.

Cada grupo foi avaliado para a distribuição de tensão em cada implante e tecido ósseo adjacente no momento da aplicação da carga, que foi simulada com uma força de 200N nas extremidades distais da prótese em ambos os lados de forma simultânea, na tentativa de reproduzir a aplicação da força oclusal na região de molares no momento da oclusão.

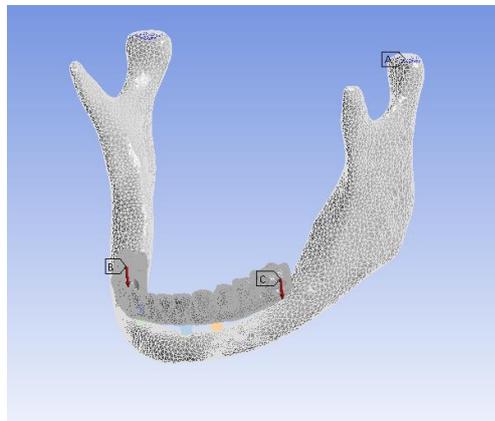


Figura 2 – Malha gerada sobre a mandíbula e prótese mostrando aplicação da carga na região posterior da barra em ambos os lados.

Os quatro grupos propostos para o presente estudo foram simulados com os implantes instalados na região interforame mentuais com seus respectivos componentes protéticos e próteses como descrito e apresentaram a seguinte configuração:

- 1) 3 implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si com seus respectivos componentes protéticos. (Figura 2)
- 2) 3 implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus e seus respectivos componentes protéticos. (Figura 3)
- 3) 4 implantes Titamax GM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus e seus respectivos componentes protéticos. (Figura 4)
- 4) 4 implantes Titamax GM de 3,5x7mm paralelos entre si com seus respectivos componentes protéticos. (figura 5)



Figura 3- 3 implantes Titamax CM de 3,5x7mm paralelos entre si.



Figura 4- 3 implantes Titamax CM de 3,5x7mm com os implantes distais inclinados em trinta graus.



Figura 5- 3 implantes Titamax CM de 3,5x7mm paralelos entre si.



Figura 6- 3 implantes Titamax CM de 3,5x7mm paralelos entre si.

A conformação dos grupos descritos foi idealizada pensando-se nas diferentes composições possíveis com implantes osseointegrados para as reabilitações totais em mandíbula.

Por fim, após a realização das simulações e obtenção dos dados de cada grupo, estes foram confrontados entre si e com a literatura vigente na busca pelos melhores resultados biomecânicos para as reabilitações totais em mandíbula atrofica.

Resultados

Os resultados foram obtidos através dos ensaios numéricos e pela AEF e avaliados através dos valores de tensão de Von Mises em todos os grupos. As distribuições de forças nas diferentes configurações realizadas a nível de cortical óssea e implantes estão apresentadas nas figuras 6, 7, 8 e 9.

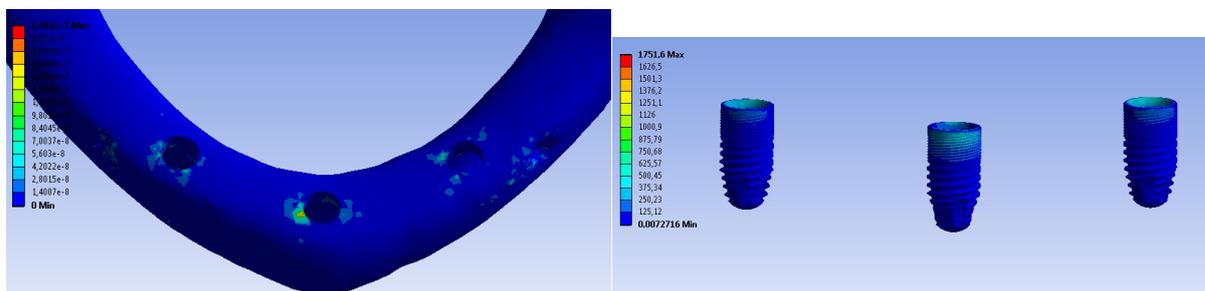


Figura 7- Imagens AEF do grupo 1 (Três implantes paralelos entre si).

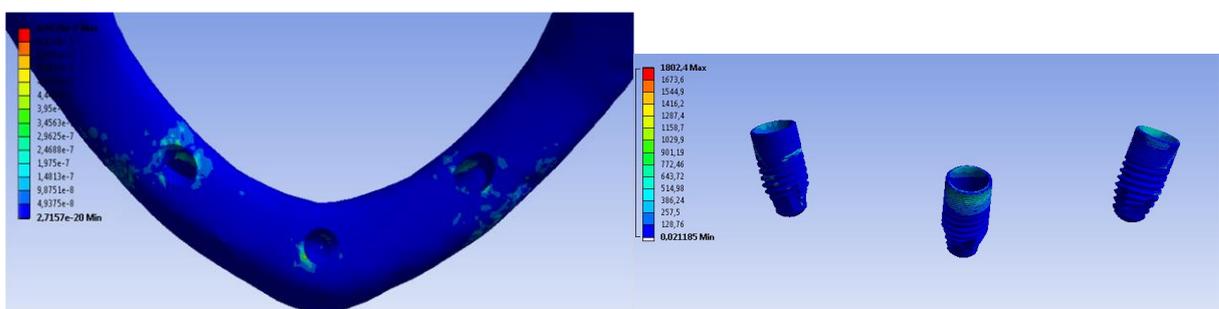


Figura 8- Imagens AEF do grupo 2 (Três implantes com os distais inclinados).
Vista lingual dos implantes.

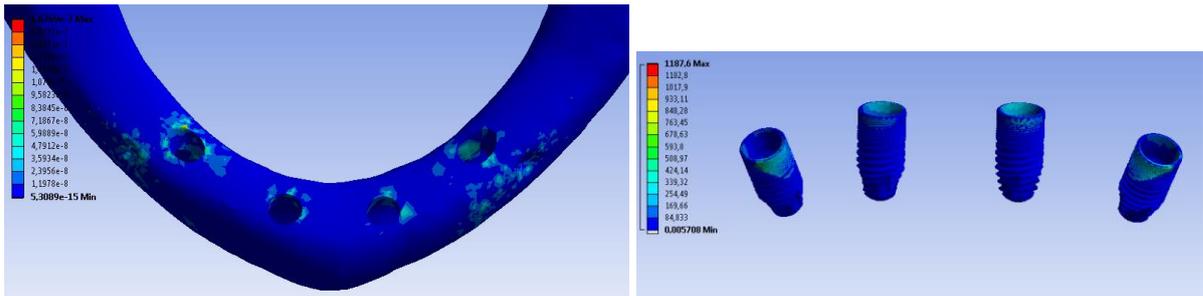


Figura 9- Imagens AEF do grupo 3 (Quatro implantes com os distais inclinados).
Vista lingual dos implantes.

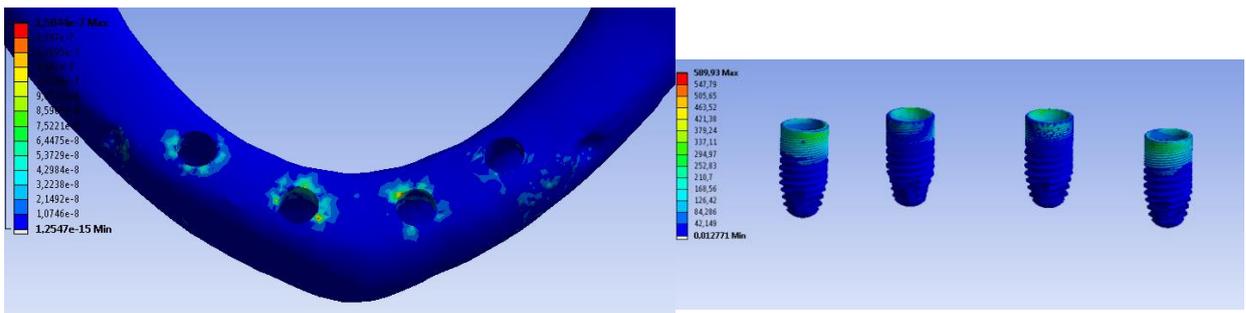


Figura 10- Imagens AEF do grupo 4 (Quatro implantes paralelos
entre si). Vista lingual dos implantes.

Comparando os grupos entre si, podemos avaliar os diferentes comportamentos biomecânicos entre eles e algumas particularidades inerentes ao MEF. Analisando as configurações com implantes retos, podemos notar que as tensões foram melhor distribuídas no grupo com 4 implantes, tanto na cortical óssea circundante aos implantes quanto para os próprios implantes. Em ambas as configurações as tensões mostraram-se maiores nos implantes distais de cada composição e na cortical óssea circundando os implantes centrais. As tensões máximas encontradas foram de 1751,6Mpa e $1,961 \cdot 10^{-7}$ Mpa para o implante distal direito e cortical central respectivamente, para o grupo com 3 implantes e de 589,93Mpa e $1,5039 \cdot 10^{-7}$ Mpa para

o implante distal direito e cortical circundante do implante central esquerdo respectivamente para a configuração com 4 implantes.

Avaliando os grupos com implantes distais inclinados notamos as maiores tensões sendo exercidas sobre os implantes distais de cada estrutura, sendo os picos de tensão encontrados no implante distal esquerdo de cada configuração apresentando 1651,5Mpa e 1187,6Mpa para os grupos com 3 e 4 implantes respectivamente. As corticais ósseas adjacentes apresentaram maior tensão na configuração com 4 implantes, sendo a tensão máxima de $1,6769 \cdot 10^{-7}$ Mpa encontrada na cortical óssea ao redor do implante distal direito, enquanto a configuração com 3 implantes apresentou uma distribuição quase homogênea de tensão sobre as corticais ósseas circundantes aos implantes, sendo o pico de tensão localizado na cortical circundante ao implante central, apresentando valor de $1,5118 \cdot 10^{-7}$ Mpa. Os valores de tensão máxima estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2- Tensões máximas de Von mises.

| | Implante | Cortical |
|--|-----------------|------------------------|
| 3 Implantes retos | 1751,6 | $1,961 \cdot 10^{-7}$ |
| 3 Implantes - distais angulados | 1651,5 | $1,5118 \cdot 10^{-7}$ |
| 4 Implantes retos | 589,93 | $1,5039 \cdot 10^{-7}$ |
| 4 implantes - distais angulados | 1187,6 | $1,6769 \cdot 10^{-7}$ |

Discussão

No presente estudo, foram avaliadas as distribuições de forças em quatro diferentes configurações de implantes para reabilitação de mandíbulas atroficas com próteses implanto-suportadas através do MEF. Os modelos foram criados a partir de imagens tomográficas pré-existente do banco de dados do Ansys (software utilizado para análise por elementos finitos), sendo reproduzidas as características isotrópicas do comportamento ósseo. Tensões geradas nos implantes e ao nível ósseo foram averiguadas.

As maiores tensões ao nível dos implantes localizaram-se na porção cervical disto lingual dos implantes distais em todas as configurações, demonstrando serem esses os implantes mais carregados devido ao braço de alavanca produzido pela extensão distal da barra protética. Estes achados confirmam dados já bem definidos na literatura.(32) Nossos achados mostram a redução deste efeito com a utilização da inclinação distal dos implantes, que neste estudo, quando inclinados em 30° reduziram a extensão do cantilever em 4cm, produzindo uma redução da tensão sobre a barra e componentes protéticos.

Comparando-se as configurações com implantes paralelos entre si, pudemos notar que os níveis de tensão são inversamente proporcionais ao número de implantes presentes na configuração proposta, tanto para os implantes quanto para as corticais ósseas circundantes. Resultados compatíveis com a análise de tensão de Gauge em cadáveres.(20)

Quando confrontadas as configurações com 3 ou 4 implantes com inclinações nos pilares distais, os mesmos padrões de tensão puderam ser notados. A configuração com 3 implantes apresentou tensões mais elevadas nos implantes, sobretudo nos implantes distais, corroborando também com a análise de Gauge(20), pois com inclinações iguais, a quantidade de pilares rege a distribuição de tensão. O mesmo mostrou-se verdadeiro para o tecido ósseo circundante aos implantes, exceto apenas, quando avaliada a tensão máxima na cortical circundante ao implante distal direito das duas configurações. O pico de tensão neste local mostrou-se levemente mais elevado na configuração com quatro implantes, $1,6769^{-7}$ Mpa contra uma tensão máxima de $1,1489^{-7}$ Mpa na configuração de três. Tal achado, talvez, possa ser atribuído a alguma irregularidade da superfície do sólido neste local, produzindo um ponto de maior concentração de força, já que nos demais implantes as corticais seguiram o mesmo padrão das configurações com implantes paralelos. A distribuição de forças sobre a estrutura em geral apresentou-se melhor distribuída conforme o aumento do número de fixações nas mesmas condições de inclinação, assim como resultados de outros trabalhos já descritos na literatura.(1)

Quando comparadas as configurações pelo número de implantes, percebe-se que nas configurações com quatro implantes, a que apresenta os distais inclinados apresentou maior concentração de tensão na porção cervical dos implantes distais na face distolingual e em suas corticais circundantes, decorrente da maior proximidade com o cantilever (extensão distal da barra) e o ponto de aplicação da carga. Diferentemente de fixações inclinadas que suportam próteses sem cantilever e não induzem a uma maior concentração de tensão na cortical óssea ao seu redor, quando a estrutura em questão apresenta extensão distal, a porção distal do implante mais próximo ao cantilever e a cortical óssea na qual este se apoia recebem maior concentração de tensão. Nos implantes centrais e corticais circundantes a configuração com fixações inclinadas mostrou melhores índices de tensão principalmente nas corticais circundantes. Estas condições estão de acordo com os estudos sobre fixações inclinadas esplintadas para melhorar suporte protético.(21)

Quando comparado as configurações com 3 implantes notamos que a tensão existente nas corticais circundantes é maior ao redor dos implantes distais na configuração com angulações em trinta graus, também corroborando com os achados de Zampelis,(21) e menor no implante central quando comparada ao grupo com implantes paralelos. Já para os implantes as tensões foram aproximadas para os dois grupos, sendo valores de tensão máxima parecidos, porém em implantes distais opostos. Tais dados contrastam com a literatura vigente, porém, talvez, podendo ser explicado pela diferente metodologia aplicada no presente estudo, com cargas sendo aplicadas simultaneamente nas duas extremidades da barra, quando na literatura a grande maioria das pesquisas utilizam cargas pontuais em um único ponto distal, gerando maior concentração de tensão no pilar mais próximo ao local da aplicação da carga.

Conclusões

A partir do presente estudo podemos concluir que a inclinação dos implantes distais reduz a carga sobre as corticais ósseas circundantes aos implantes centrais, ao mesmo tempo que sobrecarrega um pouco mais as porções disto-linguais dos implantes distais de cada configuração.

A utilização de inclinações reduz a tensão sobre a barra e componentes protéticos, porém sobrecarrega os implantes distais e tecido ósseo circundante aos mesmos.

As maiores concentrações de tensão concentram-se sempre sobre os implantes distais, sendo com ou sem a utilização de inclinações nas configurações propostas, enquanto que no tecido ósseo essas tensões dissipam-se de forma diferente conforme as alterações na quantidade e inclinação dos implantes.

A realização de uma prótese implanto-suportada de arco total inferior com a utilização de quatro implantes paralelos entre si revelou-se como a configuração com o melhor padrão de distribuição de tensão entre os implantes para realização desta modalidade de tratamento no que diz respeito a biomecânica aplicada no tratamento.

Referências

1. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):752–9.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387–416.
3. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al.

- Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun; 24(3):511–7.
4. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):399–410.
 5. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830–6.
 6. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585–98.
 7. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011;106(4):266–71.
 8. Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Mater Des*. 2011;32(1):282–90.
 9. Wirth AJ, Müller R, Harry van Lenthe G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *J Biomech*. 2012;45(6):1060–7.
 10. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):486–94.
 11. Li P, Long J, Tang W, Li J, Liang R, Tian DW. Stress Distribution on the Mandibular Condyle and the Distraction Area in Distraction Osteogenesis by Finite Element Analysis. *J Craniofac Surg*. 2013 May;24(3):1031–7.

12. Osman RB, Elkhadem a H, Ma S, Swain M V. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2013;28(1):e1–10.
13. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *J Oral Implantol.* 2015 Jun;41(3):e50-9.
14. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30(1):41–6.
15. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J, et al. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *Int J Dent.* 2016;1–9.
16. Lofaj F, Kucera J, Nemeth D, Kvetkova L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015 May;50:85–96.
17. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four”; immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2–9.
18. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003 Sep 1;91(1):31–6.
19. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77–81.

20. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae : a finite-element analysis. 2001;100–5.
21. Zarone F. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. 1990;103–14.
22. Pessoa, Roberto Sales; Olivera, Sônia Aparecida Goulart; Oliveira, Sérgio Ricardo; Golveia, Valdir Garcia; Jr., Elcio Marcantonio; Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia..pdf. 2006. p. 41–7.
23. Lan T-H, Huang H-L, Wu J-H, Lee H-E, Wang C-H. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. Kaohsiung J Med Sci. 2008 Mar;24(3):138–43.
24. Yu, Wonjae; Jang, Yoon-Je; Kyung H-M. Combined Influence of Implant Diameter and Alveolar Ridge Width on Crestal Bone Stress : Int J Oral Maxillofac Implant. 2009;24(1):88–96.
25. Limbert G, Lierde C Van, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, et al. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions — A micro-CT-based three-dimensional finite element study. J Biomech. 2010;43(7):1251–61.
26. Dogan DÖ, Polat NT, Polat S, Serker E, Gül EB. Evaluation of “ All-on-Four ” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(4):1–10.
27. Tioosi R, Vasco MAA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital

- image correlation. *Dent Mater.* 2013;29(7):788–96.
28. Fayaz A, Geramy A, Memari Y, Rahmani Z. Effects of Length and Inclination of Implants on Terminal Abutment Teeth and Implants in Mandibular CL1 Removable Partial Denture Assessed by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2015;12(10):739–46.
 29. Steiner T, Torsiglieri T, Rau A, Möhlhenrich SC, Eichhorn S, Grohmann I, et al. Impairment of an atrophic mandible by preparation of the implant cavity : a biomechanical study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;54(6):619–24.
 30. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017 Nov;80:122–8.
 31. Ayali A. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible : a 3D finite element analysis. *Head Face Med.* 2017;13(5):1–7.
 32. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241–7.
 33. Kokat AM, Comert A, Tekdemir I, Akkocaoglu M, Akca K, Cehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent.* 2009 Apr;18(2):162–71.
 34. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S35-43.

35. Bell WH, Jacobs JD, Legan HL. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. *Am J Orthod.* 1984;85(1):1–20.
36. Cassidy DW, Herbosa EG, Rotskoff KS, Johnston LE. A comparison of surgery and orthodontics in “borderline” adults with Class II, Division 1 malocclusions. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;104(5):455–70.
37. Boye T, Doyle P, McKeown F, Sandler J. Total subapical mandibular osteotomy to correct class 2 division 1 dento-facial deformity. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2012;40(3):238–42.
38. Bruce MacIntosh R. Total mandibular alveolar osteotomy. Encouraging experiences with an infrequently indicated procedure. *J Maxillofac Surg.* 1974;2(C):210–8.
39. Buckley MJ, Turvey TA. Total mandibular subapical osteotomy: a report on long-term stability and surgical technique. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1987;3:121–30.
40. Pangrazio-Kulbersh V, MacIntosh RB. Total mandibular alveolar osteotomy: An alternate choice to other surgical procedures. *Am J Orthod.* 1985;87(4):319–37.
41. Poulton DR, Ware WH. Surgical-orthodontic treatment of severe mandibular retrusion (Part II). *Am J Orthod.* 1973;63(3):237–55.
42. Pangrazio-Kulbersh V, Berger JL, Kaczynski R, Shunock M. Stability of skeletal Class II correction with 2 surgical techniques: The sagittal split ramus osteotomy and the total mandibular subapical alveolar osteotomy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(2):134–43.
43. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:241-7.

44. Kokat AM, Comert A, Tekidemir I, Akkocoaglu M, Akca K, Cehreli MC. Humane ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent.* 2009;18:162-171.
45. Zampelis A, Rangert B, Heijl, L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two dimensional finite element analysis. 2007;97(6):35-43.

5.2 Artigo científico 2

Artigo preparado segundo as normas da revista *The Journal of Craniofacial Surgery*

Treatment of class II division II malocclusion by means of total mandibular alveolar osteotomy.

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos¹, Ana Daisy Zacharias, Luis Eduardo Marques Padovan³, Leandro Eduardo Klüppel⁴

¹Aluno do curso de mestrado na Faculdade ILAPEO, Curitiba-PR, Brasil.

²Aluna do curso de mestrado na Faculdade ILAPEO, Curitiba-PR, Brasil.

³Professor e coordenador do curso de mestrado em implantodontia da Faculdade ILAPEO.

⁴Professor do curso de mestrado em implantodontia da Faculdade ILAPEO e orientador do presente trabalho.

Endereço para correspondência:

Fernando Anunziato Ogg de Salles Santos

Rua: Padre João Lux, 921, ap 102 – centro

84010-045 - Ponta Grossa – PR/Brasil

fernando83ogg@gmail.com

Abstract

Introduction: The goal of this manuscript is to report a case of class II division II malocclusion treated by means of orthodontic and surgical procedures, using the total mandibular alveolar osteotomy technique (TMAO). **Methods:** An adult patient presenting class II division II malocclusion with deep bite seek treatment for correction of the dento-facial deformity. After cephalometric and facial analysis, it was noticed that the position of the mandibular pogonium (Po) was correct, while “B” point position was retracted. No maxillary deformity was noticed. Then the treatment by means of orthodontic and surgical procedures, using the total mandibular alveolar osteotomy technique in order to preserve the Po position and achieve a large gain of the labio-mental sulcus was proposed. **Results:** Following a course of pre-surgical orthodontics, the patient underwent orthognathic surgery through the aforementioned technique. Immediately postoperative, the correction of class II malocclusion and improvement on the lábio-mental folds were realized. **Conclusion:** Although a little scarce in literature, total alveolar osteotomy presents itself as a good treatment alternative for class II malocclusion correction in well-preselected cases.

Keywords: Mandibular osteotomy; Inferior alveolar nerve; Class II malocclusion division II.

Introduction

Adult class II deep bite is one of the most challenging and common types of malocclusions treated by orthodontics. A series of dental, skeletal and articular problems are usually seen in these patients. Associating orthodontics and orthognathic surgery is certainly the best way of achieving the best esthetic and/or occlusal outcomes.(1)

Orthodontics alone is able to treat mild to moderate class II malocclusions mainly in young people, however, severe cases and those in which the growth has ceased, will require a combination of orthodontic and surgical procedures for full correction.(2)

When orthognathic surgery is indicated, most of these patients are treated by means of the Bilateral Sagittal Split Ramus Osteotomy (BSSRO), which was first described in 1957 by Trauner and Obwegeser(3). However, other techniques that are less widespread in the literature, such as total alveolar mandibular osteotomy, present a valuable tool and has been used in the treatment of dentofacial deformities, such as open bite and mandibular dentoalveolar retrusion or protrusion mainly that associated with an imbalance between the lower lip and the chin.(4)(5)

A lot has been discussed about advantages and disadvantages of these two techniques in the

treatment of mandibular abnormalities, especially with regard to long-term stability. Particularly in mandibular deficiency, relapse after surgery is attributed to several factors: musculature, particularly suprahyoid group, which is stretched during the procedure, could work toward posterior relapse,(6)(7) condylar displacement from the glenoid fossa, counterclockwise rotational advancements and high mandibular plane angle, condylar resorption, remodeling of the temporomandibular joint structures between other variables such as fixation technique, condylar repositioning and many factors associated.(8)

Some aspects of TMAO in relation to the long-term stability that seems to be favorable are that condyloramus masticatory muscle-complex is left intact and that the suprahyoide muscles are not disturbed as well, which maybe the reason for a lesser tendency to relapse,(8).

However, some stated that both procedures offer good long-term stability and the TMAO is the technique of choice for those patients who need greater changes in the labial-mental fold to experience a further forward B point.(8)

The aim of this article is to describe a case of class II division II malocclusion with poor labiomental relation which was treated by means of TMAO technique and presented great long-term outcomes.

Clinical case

A twenty two year old woman with class II division II malocclusion on a class II skeletal base (fig 1 a,b) due to dentoalveolar retrusion presented on her cephalometrics. (fig 1c,d) Maxilla seemed to be well positioned tridimensionally and associate with adequate labial support. In profile, her notable clinical features were an imbalance of the lower third of face due to alveolo-dental retrusion with an overjet about 6mm and overbite that decreased her lower third facial height. She had her “B”point retruded and (Po) was well positioned, situation that created a visible labio-mental fold. Following a course of pre-surgical orthodontics, the patient underwent to orthognathic surgery through total subapical alveolar osteotomy technique. A lower vestibular incision was carried out at the mucosa from right to left retromolar region above mental foramen and taking care not to damage it (Fig 2). Full mucoperiostal flap was reflected and mandibular body completely exposed (fig 2). Using piezoelectric blades, osteotomies were made in retangular shape at vestibular cortical bone of the mandibular body following the inferior alveolar bundle pathway. Vestibular cortical bone was then carefully removed in order to avoid damage of the inferior alveolar bundle as well as it was visualized and displaced from the alveolar canal (Fig 3a, b). After that, total alveolar subapical osteotomy was carried out about 5mm beneath root apices, to avoid damaging it, from the right to left retromolar region being carefull to preserve the lingual soft tissue integrity, that is responsible for the blood supply (Fig 4). In the retromolar

region, a vertical osteotomy was performed to release the alveolo-dental segment. After complete separation and mobilization of the segment, it was placed at the desired position with aid of a surgical wafer, done at the pre-surgical planning, and transoperative intermaxillary fixation was used to secure bone fixation in the correct occlusal position. Bone fixation was carried out by mini-plates and screws at the mandibular symphysis. Intermaxillary fixation was dropped and mucosal incision was closed with absorbable sutures (Fig 5a, b). This approach resulted in excellent functional and aesthetic outcomes, skeletal class II was corrected, the labio-mental fold was filled and lower third of the face imbalance corrected. Two years after the procedure excellent long-term results were observed. (Fig 6a, b, c, d, e)

Discussion

BSSRO is the most popular technique used by maxillofacial surgeons to treat mandibular abnormalities. However, there are other means for correction of these dentofacial deformities, which, although described for many years in the literature, remains less dispersed among surgeons. TMAO has been presented as one of these techniques, that in well selected patients is able to produce excellent long-term outcomes.

Maybe, the reason for this unpopularity, is due to the meticulous technique that it requires, mainly to free up the inferior alveolar bundle without loss of nerve function and increased surgical time. Long-term stability is another item that could advocate against the technique, however, studies have already purchased similarity obtained for this item in both techniques. In some cases where patients present with class II malocclusion but (Po) is well positioned and “B” point is retruded, TMAO seems to be the best option, allowing the maintenance of the pogonion position and improving greater modifications on the labial-mental sulcus, that usually is the most evident problem in these patients profile.

Looking on the biological side, the TMAO can represent some advantages when compared with BSSRO. As we don't have a complete mandibular fracture on the basal bone and the associated musculature is left intact using this technique, some differences are notable on the immediate postoperative of the patients. Usually patients undergoing orthognatic surgery by means of TMAO experience less swelling and pain and consequently achieve greater mobility of the jaw and mouth opening. This is enough to provide greater comfort to the patient at the immediate postoperative.

As in the BSSRO, temporary loss of lip sensitivity is expected, however it usually comes back to normal in few months. In the presented case four months after the procedure, sensation was completely recovered. Potential problems, more threatening than hypo-aesthesia that can occur, are loss of teeth vitality or, in severe complications, total alveolar necrosis, occurring the loss of the alveolar process.

The results of the presented case as well as the literature, suggest that TMAO can be a great tool in surgical treatment of class II malocclusions, provided that it is well indicated and preferably performed by experienced surgeons, familiarized with the relevant anatomic aspects and manipulation of hard and soft tissues, given the potential complications inherent to the technique.

Conclusion

TMAO is an excellent treatment option in well selected class II patients, mainly in those who presents with a well-positioned pogonion and “B” point retrusion with a marked labio-mental fold. If performed by a skilled surgeon, being careful with all technique details, TMAO can generate excellent functional and aesthetics outcomes. Potential problems rarely occurs, and most of times can be bypassed without great difficulties or needed of invasive procedures.

References

1. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 26(4):752–9.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387–416.
3. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(3):511–7.
4. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983 Sep;50(3):399–410.
5. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*. 2014;47(16):3830–6.
6. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585–98.
7. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011;106(4):266–71.
8. Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Mater Des*. 2011;32(1):282–90.
9. Wirth AJ, Müller R, Harry van Lenthe G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *J Biomech*. 2012;45(6):1060–7.
10. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):486–94.

11. Li P, Long J, Tang W, Li J, Liang R, Tian DW. Stress Distribution on the Mandibular Condyle and the Distraction Area in Distraction Osteogenesis by Finite Element Analysis. *J Craniofac Surg*. 2013 May;24(3):1031–7.
12. Osman RB, Elkhadem a H, Ma S, Swain M V. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2013;28(1):e1–10.
13. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *J Oral Implantol*. 2015 Jun;41(3):e50-9.
14. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 2002;30(1):41–6.
15. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J, et al. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *Int J Dent*. 2016;1–9.
16. Lofaj F, Kucera J, Nemeth D, Kvetkova L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015 May;50:85–96.
17. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2–9.
18. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003 Sep 1;91(1):31–6.
19. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26(2):77–81.
20. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae : a finite-element analysis.

- 2001;100–5.
21. Zarone F. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. 1990;103–14.
 22. Pessoa, Roberto Sales; Olivera, Sônia Aparecida Goulart; Oliveira, Sérgio Ricardo; Golveia, Valdir Garcia; Jr., Elcio Marcantonio; Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia..pdf. 2006. p. 41–7.
 23. Lan T-H, Huang H-L, Wu J-H, Lee H-E, Wang C-H. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008 Mar;24(3):138–43.
 24. Yu, Wonjae; Jang, Yoon-Je; Kyung H-M. Combined Influence of Implant Diameter and Alveolar Ridge Width on Crestal Bone Stress : *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(1):88–96.
 25. Limbert G, Lierde C Van, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, et al. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions — A micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 2010;43(7):1251–61.
 26. Dogan DÖ, Polat NT, Polat S, Serker E, Gül EB. Evaluation of “ All-on-Four ” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):1–10.
 27. Tioosi R, Vasco MAA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater.* 2013;29(7):788–96.
 28. Fayaz A, Geramy A, Memari Y, Rahmani Z. Effects of Length and Inclination of Implants on Terminal Abutment Teeth and Implants in Mandibular CL1 Removable Partial Denture Assessed by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2015;12(10):739–46.
 29. Steiner T, Torsiglieri T, Rau A, Möhlhenrich SC, Eichhorn S, Grohmann I, et al. Impairment of an atrophic mandible by preparation of the implant cavity : a

- biomechanical study. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2016;54(6):619–24.
30. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Nov;80:122–8.
 31. Ayali A. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible : a 3D finite element analysis. *Head Face Med*. 2017;13(5):1–7.
 32. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7.
 33. Kokat AM, Comert A, Tekdemir I, Akkocaoglu M, Akca K, Cehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent*. 2009 Apr;18(2):162–71.
 34. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6 Suppl):S35-43.
 35. Bell WH, Jacobs JD, Legan HL. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. *Am J Orthod*. 1984;85(1):1–20.
 36. Cassidy DW, Herbosa EG, Rotskoff KS, Johnston LE. A comparison of surgery and orthodontics in “borderline” adults with Class II, Division 1 malocclusions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1993;104(5):455–70.
 37. Boye T, Doyle P, McKeown F, Sandler J. Total subapical mandibular osteotomy to correct class 2 division 1 dento-facial deformity. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2012;40(3):238–42.
 38. Bruce MacIntosh R. Total mandibular alveolar osteotomy. Encouraging experiences with an infrequently indicated procedure. *J Maxillofac Surg*. 1974;2(C):210–8.
 39. Buckley MJ, Turvey TA. Total mandibular subapical osteotomy: a report on long-term stability and surgical technique. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1987;3:121–30.

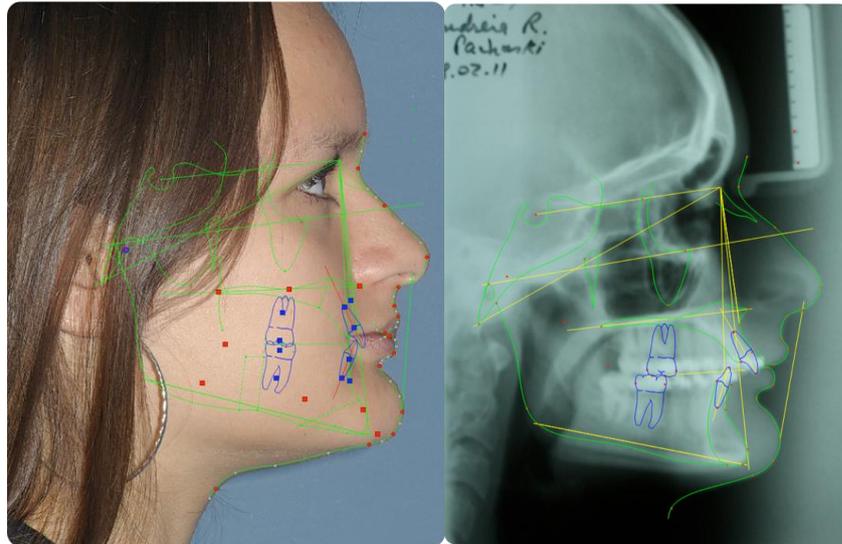
40. Pangrazio-Kulbersh V, MacIntosh RB. Total mandibular alveolar osteotomy: An alternate choice to other surgical procedures. *Am J Orthod.* 1985;87(4):319–37.
41. Poulton DR, Ware WH. Surgical-orthodontic treatment of severe mandibular retrusion (Part II). *Am J Orthod.* 1973;63(3):237–55.
42. Pangrazio-Kulbersh V, Berger JL, Kaczynski R, Shunock M. Stability of skeletal Class II correction with 2 surgical techniques: The sagittal split ramus osteotomy and the total mandibular subapical alveolar osteotomy. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(2):134–43.



A

B

Fig 1 – Pre-surgical frontal (A) and profile (B) views, showing the class II malocclusions and the visible labio-mental fold.



C

D

Fig 1 – Profile (C) and lateral radiograph with cephalometric tracing (D) showing the class II skeletal relationship.

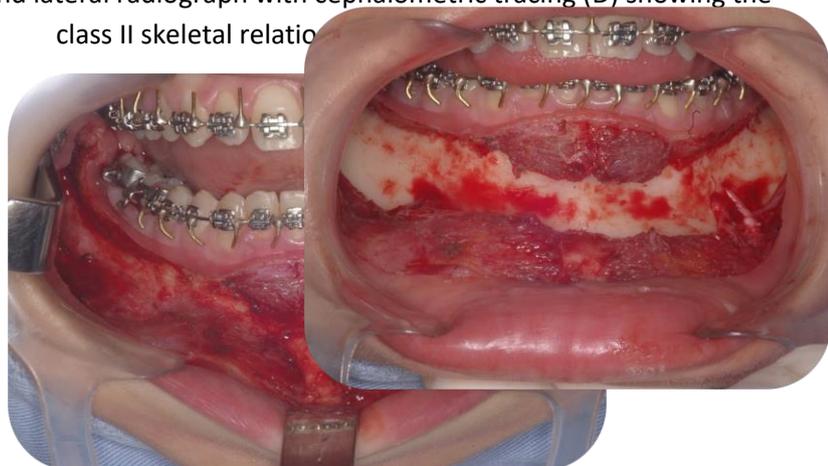
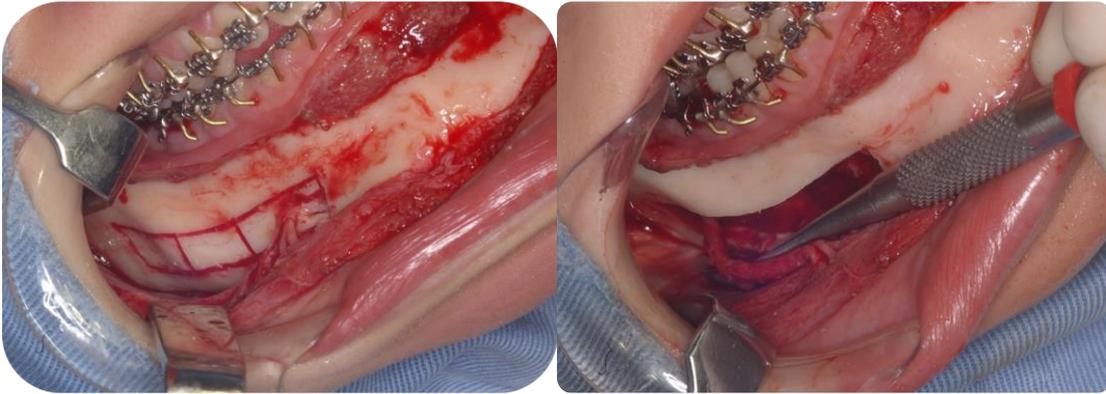


Fig 2- Lower vestibular incision from right to left retromolar region and full mucoperiosteal flap reflected for mandibular body exposure.



A

B

Fig 3- Osteotomies made on vestibular cortical bone following the inferior alveolar bundle (A) and displacement of the alveolar bundle of the mandibular canal (B).

Fig 4- Total alveolar subapical osteotomy, carried out from the right to left retromolar region, taking care to not damage the roots apices and alveolar bundle.





A

B

Fig 5- Bone fixation at mandibular symphysis region with mini-plates and screws (A) and suture of the surgical wound with absorbable wires (B).



A

B

Fig 6- Pre-surgical profile (a) and post-surgical profile after 2 years (B).



C



D

Fig 6- Frontal aspect pre-surgical (C) and post-surgical after 2 years (D).



E

Fig 6- Post-surgical lateral cephalometric radiograph(E).

6. Referências

1. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26(4):752–9.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387–416.
3. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24(3):511–7.
4. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sep;50(3):399–410.
5. Marcián P, Borák L, Valášek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech.* 2014;47(16):3830–6.
6. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585–98.
7. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent.* 2011;106(4):266–71.
8. Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Mater Des.* 2011;32(1):282–90.

9. Wirth AJ, Müller R, Harry van Lenthe G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *J Biomech.* 2012;45(6):1060–7.
10. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):486–94.
11. Li P, Long J, Tang W, Li J, Liang R, Tian DW. Stress Distribution on the Mandibular Condyle and the Distraction Area in Distraction Osteogenesis by Finite Element Analysis. *J Craniofac Surg.* 2013 May;24(3):1031–7.
12. Osman RB, Elkhadem a H, Ma S, Swain M V. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2013;28(1):e1–10.
13. Ozan O, Ramoglu S. Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *J Oral Implantol.* 2015 Jun;41(3):e50-9.
14. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30(1):41–6.
15. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J, et al. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *Int J Dent.* 2016;1–9.
16. Lofaj F, Kucera J, Nemeth D, Kvetkova L. Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015 May;50:85–96.

17. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2–9.
18. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003 Sep 1;91(1):31–6.
19. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26(2):77–81.
20. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae : a finite-element analysis. 2001;100–5.
21. Zarone F. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. 1990;103–14.
22. Pessoa, Roberto Sales; Olivera, Sônia Aparecida Goulart; Oliveira, Sérgio Ricardo; Golveia, Valdir Garcia; Jr., Elcio Marcantonio; Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia..pdf. 2006. p. 41–7.
23. Lan T-H, Huang H-L, Wu J-H, Lee H-E, Wang C-H. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci*. 2008 Mar;24(3):138–43.
24. Yu, Wonjae; Jang, Yoon-Je; Kyung H-M. Combined Influence of Implant Diameter and Alveolar Ridge Width on Crestal Bone Stress : *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2009;24(1):88–96.

25. Limbert G, Lierde C Van, Muraru OL, Walboomers XF, Frank M, Hansson S, et al. Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions — A micro-CT-based three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 2010;43(7):1251–61.
26. Dogan DÖ, Polat NT, Polat S, Serker E, Gül EB. Evaluation of “ All-on-Four ” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):1–10.
27. Tiozzi R, Vasco MAA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater.* 2013;29(7):788–96.
28. Fayaz A, Geramy A, Memari Y, Rahmani Z. Effects of Length and Inclination of Implants on Terminal Abutment Teeth and Implants in Mandibular CL1 Removable Partial Denture Assessed by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent Tehran Univ Med Sci.* 2015;12(10):739–46.
29. Steiner T, Torsiglieri T, Rau A, Möhlhenrich SC, Eichhorn S, Grohmann I, et al. Impairment of an atrophic mandible by preparation of the implant cavity : a biomechanical study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;54(6):619–24.
30. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017 Nov;80:122–8.
31. Ayali A. Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible : a 3D finite element analysis. *Head Face Med.* 2017;13(5):1–7.

32. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):241–7.
33. Kokat AM, Comert A, Tekdemir I, Akkocaoglu M, Akca K, Cehreli MC. Human ex vivo bone tissue strains around immediately-loaded implants supporting mandibular fixed prostheses. *Implant Dent*. 2009 Apr;18(2):162–71.
34. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6 Suppl):S35-43.
35. Bell WH, Jacobs JD, Legan HL. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. *Am J Orthod*. 1984;85(1):1–20.
36. Cassidy DW, Herbosa EG, Rotskoff KS, Johnston LE. A comparison of surgery and orthodontics in “borderline” adults with Class II, Division 1 malocclusions. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1993;104(5):455–70.
37. Boye T, Doyle P, McKeown F, Sandler J. Total subapical mandibular osteotomy to correct class 2 division 1 dento-facial deformity. *J Cranio-Maxillofac Surg*. 2012;40(3):238–42.
38. Bruce MacIntosh R. Total mandibular alveolar osteotomy. Encouraging experiences with an infrequently indicated procedure. *J Maxillofac Surg*. 1974;2(C):210–8.
39. Buckley MJ, Turvey TA. Total mandibular subapical osteotomy: a report on long-term stability and surgical technique. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1987;3:121–30.
40. Pangrazio-Kulbersh V, MacIntosh RB. Total mandibular alveolar osteotomy: An alternate choice to other surgical procedures. *Am J Orthod*. 1985;87(4):319–37.

41. Poulton DR, Ware WH. Surgical-orthodontic treatment of severe mandibular retrusion (Part II). *Am J Orthod*. 1973;63(3):237–55.
42. Pangrazio-Kulbersh V, Berger JL, Kaczynski R, Shunock M. Stability of skeletal Class II correction with 2 surgical techniques: The sagittal split ramus osteotomy and the total mandibular subapical alveolar osteotomy. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2001;120(2):134–43.

7- Anexos

7.1 Endereço Eletrônico das Normas das Revistas

Artigo 1:

[http://journals.napoleaoeditora.com.br/wpcontent/uploads/sites/3/2017/02/TERMOS_JO
MI_2016.pdf](http://journals.napoleaoeditora.com.br/wpcontent/uploads/sites/3/2017/02/TERMOS_JO
MI_2016.pdf)

Artigo 2: <http://edmgr.ovid.com/scs/accounts/ifauth.htm>