

RAVEL MIRANDA DE SOUSA

**INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE IMPLANTES,
TIPOS DE CONEXÃO E CONDIÇÕES DE CARGA,
NO AMBIENTE BIOMECÂNICO DE
REABILITAÇÕES TOTAIS MANDIBULARES**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

UBERLÂNDIA, 2014

RAVEL MIRANDA DE SOUSA

**INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE IMPLANTES, TIPOS DE
CONEXÃO E CONDIÇÕES DE CARGA, NO AMBIENTE
BIOMECÂNICO DE REABILITAÇÕES TOTAIS
MANDIBULARES**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Co-Orientador: Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Banca Examinadora:
Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto
Prof. Dr. Wander José da Silva
Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa

UBERLÂNDIA, 2014



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº264 - COPOD

Data: 27/02/2014

Discente: Ravel Miranda de Sousa, Matrícula: (11212ODO011)

Título do Trabalho .Influência do número de implantes, tipos de conexão e condições de carga no ambiente biomecânico de reabilitações totais mandibulares

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e prótese sobre implantes/Biomecânica aplicada à odontologia

Projeto de Pesquisa de vinculação: Implantodontia e prótese sobre implantes/Biomecânica aplicada à odontologia

As **nove** horas do dia **vinte e sete de fevereiro do ano de 2014** no Anfiteatro Bloco 4T, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2014, assim composta: Professores Doutores: Roberto Sales e Pessoa (UNITRI); Wander José da Silva (UNICAMP); e Alfredo Júlio Fernandes Neto (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Ravel Miranda de Sousa**.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

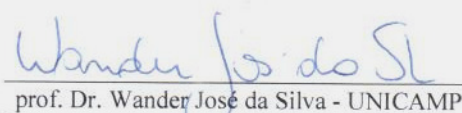
A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

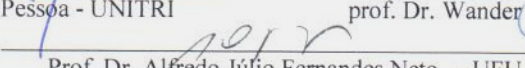
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 50 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa - UNITRI


prof. Dr. Wander José da Silva - UNICAMP


Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - UFU
Orientador(a)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a **Deus**, por ter iluminado meus caminhos e dado o discernimento necessário para que eu pudesse fazer as melhores escolhas nessa trajetória percorrida.

Aos meus pais, **Amélia Cristina Miranda de Sousa e Mário de Sousa Júnior**, por sempre estarem ao meu lado e me apoiarem nas minhas decisões. Obrigado por terem me ensinado os princípios corretos e fundamentais para o crescimento eterno.

Aos meus **avós e irmãos**, por terem me dado força para que eu nunca desistisse dessa caminhada.

À minha companheira e namorada, **Maria Clara Ferreira Guimarães** por ter compreendido e entendido os momentos de minha ausência. Obrigado pelo apoio, carinho e amor dedicados a mim.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao **Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto**, por ter confiado e me dado a oportunidade de representar o seu nome durante todo o tempo de execução do trabalho.

Ao **Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior**, pelo profissionalismo, pela vontade e pela empolgação de fazer o melhor. Obrigado pelos conselhos, pelos momentos juntos e pelo conhecimento transmitido a mim para que eu pudesse melhorar cada vez mais na minha carreira profissional. Espero poder aprender sempre com o senhor.

Ao **Prof. Dr. Roberto Sales e Pessoa**, pela imensa paciência e incalculável orientação, me ensinando não apenas os primeiros passos como também toda a trajetória até aqui vivida, fazendo com que eu pudesse inserir e construir a minha vida profissional e acadêmica com competência e seriedade. Com certeza os laços de amizade entre nós só vieram a crescer e aumentam cada vez mais. Obrigado pela oportunidade de estar ao seu lado aprendendo lições de vida.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, na pessoa de seu Diretor **Prof. Dr. Márcio Magno Costa**.

Ao Programa de Pós-Graduação de Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia – UFU, na pessoa de seu Coordenador **Prof. Dr. Carlos José Soares**, pela minha aceitação no quadro de alunos, e pelo apoio à realização desta pesquisa.

Aos **professores Doutores** do Programa de Pós-Graduação de Odontologia e Engenharia da Universidade Federal de Uberlândia, por exemplos de dedicação e competência à ciência.

A todos os **Colegas** de turma do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, por terem passado junto comigo alguns dos momentos do mestrado e dividido as responsabilidades como um grupo.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	7
RESUMO	8
ABSTRACT	9
INTRODUÇÃO	10
REVISÃO DE LITERATURA	13
PROPOSIÇÃO	17
MATERIAIS E MÉTODOS	18
RESULTADOS	23
DISCUSSÃO	28
CONCLUSÃO	35
REFERÊNCIAS	36
ANEXO	44

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HE: Hexágono externo

CM: cone-Morse

AEF: Análise em Elementos Finitos

MEF: Método em Elementos Finitos

$\mu\epsilon$: micro-deformações

3D: tridimensional

DICOM: Digitalização de Imagens e Comunicação em Medicina (*Digital Imaging and Communication in Medicine*)

CAD: desenho desenvolvido com o auxílio do computador (*Computer Aided Design*)

TC: tomografia computadorizada

EQV: equivalente

EF: elementos finitos

μ : coeficiente de fricção

μm : micrometro

MPa: MegaPascal

N: Newton

STL: linguagem triangular padrão (stereolithography)

Sim: similar

Uni: unilateral

Pos: posterior

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do número de implantes, tipo de conexão protética e condições de carga no ambiente biomecânico de reabilitações totais mandibulares suportadas por implantes osseointegrados. Para isso, modelos em elementos finitos de uma mandíbula totalmente edêntula foram obtidos a partir de uma tomografia computadorizada e os modelos de implantes Ø 3,8 x 13 mm, pilares, parafusos de pilares, barra e parafusos de retenção da barra foram construídos. Diferentes configurações de implantes (3, 4 e 5 implantes) e condições de carga (simétrica, unilateral e posterior com diversas magnitudes) foram simulados para ambas as conexões protéticas hexágono externo (HE) e cone-Morse (CM), totalizando 42 modelos. Foram avaliados o pico equivalente de deformação (deformação EQV) no osso e o pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos dos pilares e nos parafusos de retenção da barra. Considerando-se a mesma condição de carga, foram observados níveis de deformação óssea significativamente maior para a conexão protética HE, comparado com a conexão protética CM. O número de implantes não tem uma influência significativa nas magnitudes de deformação no osso, para nenhum dos tipos de conexão protética. Em relação às tensões EQV nos parafusos dos pilares, a conexão protética do tipo CM apresentou valores significativamente mais baixos de tensões, em comparação com a conexão protética HE. Já em relação aos parafusos de retenção da barra, a conexão CM apresentou maiores valores em relação a conexão protética HE. A tensão EQV no sistema dos implantes (isto é, parafusos dos pilares e parafusos de retenção da barra) tem uma relação inversa com o número de implantes. A conexão protética do tipo cone-Morse diminui significativamente os níveis de deformação no osso peri-implantar e as tensões EQV nos parafusos dos pilares, porém, apresentou maiores tensões EQV nos parafusos de retenção da barra. Um número menor de implantes para reabilitações totais inferiores aumenta as tensões nos parafusos dos pilares e nos parafusos de retenção da barra. Ajustes balanceados da carga melhoram a biomecânica de reabilitações totais mandibulares.

Palavras-chave: implantes dentais, mandíbula edêntula, análises em elementos finitos.

ABSTRACT

The aim of this study to evaluate the influence of different implant numbers, connection types and loading conditions on the biomechanical behavior of mandibular full-arch implant-supported rehabilitation in delay loaded protocol. Computer tomography based finite element models comprising a totally edentulous mandible and \varnothing 3.8 x 13-mm implants, abutments, abutment screws, bar retaining screw and bar were constructed. Different implant configurations (3, 4 and 5 implants) and loading conditions (symmetrical, unilateral and posterior with diverse loading magnitudes) were simulated for both external hex (EH) and Morse-taper connections (MT). Were evaluated peak equivalent strain (EQV strain) in the bone and the peak von Mises stress (EQV Stress) in abutment screw and bar retaining screw. Considering the same loading design, a significantly higher bone strain levels were observed for EH, comparing to MT connection. Implant number do not have a significant influence on strain magnitudes in bone, for neither the connection types. Regarding the EQV Stress in abutment screw, MT connection type presented significantly lower stress values, comparing to EH connection. The EQV stress in implant system (i.e. abutment screw and bar retaining screw) has an inverse relationship with the implant number. Morse-taper connection type significantly decreases the strain levels in periimplant bone and the EQV stress in abutment screw, however, showed higher EQV stresses in the retaining screws of the bar. A smaller number of implants in an inferior full-arch rehabilitation rather increase the stress in abutment and bar retaining screws. Balanced adjustments of the loading improve the biomechanics of an mandibular full-arch rehabilitation.

Key Words: dental implants, edentulous mandible, finite element analysis.

1. INTRODUÇÃO

Próteses fixas suportadas por implantes são consideradas uma opção de tratamento confiável para pacientes desdentados. Estudos de longo prazo demonstraram que mandíbulas edêntulas podem ser restauradas com sucesso utilizando implantes para suportar uma reabilitação total mandibular.¹⁻⁴ No entanto, alguns fatores como a anatomia, qualidade e quantidade óssea, bem como recursos financeiros limitados podem ser um obstáculo para a realização do tratamento com implantes orais.

A utilização de 4 a 6 implantes já é considerada um número adequado de suportes para próteses totais mandibulares.⁵ No entanto, um número maior de implantes e componentes protéticos aumentam o custo do tratamento e conduz a um procedimento cirúrgico mais invasivo. Além disso, em algumas situações clínicas, a quantidade limitada de osso pode prejudicar a distribuição correta de um elevado número de implantes e comprometer a distância inter-implantes necessária para limpeza e manutenção do dispositivo protético. Desta forma, quatro implantes têm sido prescritos para reabilitar uma mandíbula edêntula total, com grande sucesso, mesmo para o protocolo de carga imediata.^{7,8} Na técnica original, os implantes são colocados na região anterior da mandíbula, com os dois implantes mais posteriores distalizados em um ângulo para maximizar a distância anteroposterior da prótese fixa. As taxas de sobrevida encontradas por Malo et al.⁸ foram de 96,7% para os implantes que foram imediatamente carregados e 98,2% para os implantes que foram carregados após o período de osseointegração em um acompanhamento de 2 anos. As taxas de sobrevivência das próteses foram de 100% e os autores observaram pouca reabsorção óssea.

Não obstante, os esforços para reduzir o custo do tratamento com implantes têm incluído o uso de um número menor de implantes e componentes. Em 1999, Brånemark e colaboradores⁹ introduziu um sistema (Brånemark Novum, Nobel Biocare) para restaurar mandíbulas edêntulas totais. Através do uso de um guia cirúrgico preciso para determinar as posições dos implantes de titânio e uma estrutura pré-fabricada, os pacientes receberam a prótese fixa definitiva na mandíbula sobre três implantes no mesmo dia da

cirurgia. A taxa de sobrevivência dos implantes variou de 91% a 98% em 1 ano e a das próteses variou de 94% a 99%.⁹⁻¹² Por outro lado, De Bruyn et al.¹³ relataram uma taxa de sobrevivência de implantes de 90% para próteses mandibulares apoiadas sobre três implante do tipo Branemark com plataforma regular para carga imediata. Não houve implantes perdidos no grupo controle (próteses apoiadas sobre cinco implantes). Apesar da utilização de 3 implantes conduzir a uma evolução clínica ligeiramente menos favorável, os autores sugeriram que três implantes também podem ser considerados uma alternativa de tratamento confiável.¹³

Desta forma, as avaliações biomecânicas de reabilitações totais mandibulares têm mostrado que, entre outros fatores, o número de implantes tem um efeito decisivo com relação à distribuição de carga e consequentemente nas magnitudes das tensões/deformações peri-implantar.¹⁴

¹⁶ O íntimo contato na interface osso-implante permite a transmissão direta das cargas aplicadas sobre a prótese para o osso circundante. As concentrações de tensão podem exceder os níveis de tolerância do osso, causando o acúmulo de microdanos e induzir reabsorção óssea.¹⁷⁻¹⁹ Sob certas condições, este carregamento oclusal excessivo pode causar falha do implante, mesmo estando osseointegrado.^{20,21}

No entanto, desenvolvimentos recentes em sistemas de implantes têm contribuído para um ambiente biomecânico mais favorável no osso peri-implantar. Análises em elementos finitos (AEF) avaliando a conexão implante-pilar cone-Morse mostraram menores concentrações e melhor distribuição de tensões/deformações no osso peri-implantar, comparado com conexões hexágono externo.^{22,23} Os autores sugeriram que os implantes cone-Morse poderiam manter melhor os níveis fisiológicos de deformação no osso, principalmente em situações clínicas desafiadoras, como implantes em áreas estéticas e submetidos a sobrecarga mastigatória.^{22,23} Essas hipóteses foram corroboradas por avaliações clínicas que mostram uma menor perda óssea peri-implantar de implantes cone-Morse comparado com outros tipos de conexão protética.²⁴⁻²⁷ Podemos inferir que o uso de tais desenhos otimizados de implantes poderiam ser uma alternativa para aumentar a previsibilidade da diminuição do número de suportes em reabilitações totais. No entanto, não está

claro como a variação do número de implantes e tipos de conexão protética poderiam influenciar o comportamento biomecânico de próteses totais fixas implanto-suportadas.

Por outro lado, as forças adversas sobre as próteses implanto-suportadas não só poderiam comprometer a osseointegração^{17,18,20,21}, como também podem levar ao afrouxamento do parafuso do pilar e falhas mecânicas.^{28,29} Embora alguns estudos biomecânicos forneceram informações valiosas sobre o comportamento biomecânico de reabilitações totais, no que diz respeito ao número de implantes, as medidas foram limitadas ao osso peri-implantar e os componentes dos implantes não foram modelados com detalhes.¹⁴⁻¹⁶

O elaborado design dos implantes e sua relação com os tecidos de suporte e as restaurações protéticas impedem o uso de fórmulas analíticas simples para avaliação dos efeitos externos sob as tensões internas e deslocamentos. Nestes tipos de análises, o Método em Elementos Finitos (MEF) tem proporcionado informações valiosas, a um custo operacional e investimento de tempo relativamente baixo.³⁰⁻³⁴ Esta técnica envolve a solução de um problema mecânico complexo, pela subdivisão de uma geometria intrincada em domínios menores e mais simples chamados elementos.³⁵ Estes elementos são interpolados por nós, os quais permitem a determinação dos deslocamentos, tensões e deformações resultantes de forças externas, não apenas em cada elemento, mas no conjunto da estrutura analisada. Na Implantodontia, a análise em elementos finitos (AEF) tem sido aplicada para prever o comportamento biomecânico de diversos designs de implantes, cenários clínicos e designs de próteses.^{23,36-40}

Entretanto, o sucesso de um estudo com AEF depende da simulação apropriada das geometrias, características da interface, propriedades dos materiais, cargas e condições de contorno, dos implantes e estruturas de suporte, assim como a correta interpretação dos resultados obtidos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Em 1999, Brånemark e colaboradores⁹, fez o primeiro relato na literatura a respeito de um novo sistema para a reabilitação de mandíbulas edêntulas com prótese fixa do tipo protocolo simplificada, denominado Novum®. O método consistia em utilizar componentes e guias cirúrgicos pré-fabricados, eliminando os procedimentos de moldagem e instalando a prótese fixa permanente no dia da colocação dos implantes. O estudo foi realizado em 50 pacientes dos quais receberam 150 implantes de acordo com o sistema Brånemark Novum® e foram acompanhados de 6 meses a 3 anos após a colocação dos implantes. Foram instalados 3 implantes na mandíbula com diâmetro de 5 mm utilizando guias especiais de perfuração. Depois de suturado, uma infraestrutura menor foi conectada aos implantes e posteriormente uma infraestrutura maior foi conectada à menor. Foi feito um registro de mordida e a prótese foi conectada á infraestrutura maior. A reconstrução permanente foi fornecida ao paciente no mesmo dia da cirurgia. A partir dessa metodologia, os autores observaram que 3 implantes foram perdidos e três falharam resultando em uma taxa de sobrevida dos implantes de 98%. Observaram também que uma prótese falhou, resultando em uma taxa de sobrevida das próteses de 98%. Sendo assim, os autores concluíram que um protocolo cirúrgico e protético realizado com precisão permite a reabilitação de mandíbulas edêntulas com sucesso, e que a reabilitação permanente pode ser fornecida ao paciente no mesmo dia da cirurgia.⁹

Da mesma forma, Engstrand et al.,¹⁰ em um estudo prospectivo publicado em 2003, avaliaram 95 pacientes edêntulos mandibulares tratados com o sistema Brånemark Novum. Os autores encontraram resultados com taxa cumulativa de sobrevida dos implantes de 99%, com probabilidade de sobrevida dos implantes após um ano de 95%, após 3 anos de 93,3% e após 5 anos de 93,3%.¹⁰ Esses dados corroboram com os dados encontrados por Henry et al.,¹¹ também em um estudo prospectivo publicado em 2003, em que foram avaliados 50 pacientes durante um ano reabilitados com o sistema Brånemark Novum, mostrando que a taxa cumulativa de sobrevida dos implantes após um ano de avaliação foi de 91% e a das próteses foi de 94%.

Posteriormente, utilizando a mesma metodologia do sistema Novum®, Gualini e colaboradores,¹² em 2009, relataram em um estudo retrospectivo os resultados das reabilitações dos pacientes após um período de 5 anos de acompanhamento. Os autores acompanharam os 15 primeiros pacientes que foram submetidos a esse tipo de reabilitação em uma clínica privada (Lovere, Itália), por meio de análises clínicas, radiográficas e frequência de ressonância. Dentre outras conclusões, os autores encontraram uma taxa de sobrevida dos implantes de 91%, e das próteses de 87% após o período de 5 anos.¹²

Contudo, mesmo o sistema Novum® mostrando taxas de sucesso elevadas, a metodologia não oferecia solução em carga imediata e reabilitações mandibulares para todos os pacientes, apresentando-se como sistema válido, mas com restrições referentes à sua indicação. Essas restrições são referentes ao espaço protético, nível de reabsorção do osso mandibular e anatomia facial, já que o sistema é pré-fabricado.^{41,42} Além disso, alguns autores completam que os procedimentos cirúrgicos são sensíveis e a técnica não se apresenta de maneira simples, além de estar associado a elevado custo operacional, restritivo para a realidade da maioria.¹¹ Como alternativa para contornar essas dificuldades, começaram a utilizar as infraestruturas fabricadas pelo método convencional de fundição e/ou barras pré-fabricadas com liga de titânio para a confecção das infraestruturas com auxílio dos processos de soldagem.

Por outro lado, se torna importante entender o impacto provocado pela redução do número e distribuição dos implantes do ponto de vista da biomecânica. Sendo assim, modelos experimentais laboratoriais e clínicos, juntamente com modelos analíticos e computacionais tentam estudar e explicar o comportamento biomecânico destas próteses quanto à variação do número e da distribuição dos implantes de suporte ao longo de um arco edêntulo. Os níveis de tensão e deformação que estas reabilitações e os componentes protéticos recebem ainda são controversos, principalmente quando são submetidos a cargas funcionais da mastigação e deglutição.

Nesse sentido, Ogawa T. e colaboradores,¹⁶ avaliaram as forças axiais e momentos fletores sobre implantes que suportam uma reabilitação

protética fixa total variando o número e distribuição dos implantes e o tipo de material da prótese. Uma mandíbula edêntula feita de compósitos com propriedades similares a uma mandíbula real foi utilizada como modelo experimental. As forças axiais e os momentos fletores foram medidos por meio de medidores de tensão ligados nos abutments dos implantes. A carga foi medida usando três modelos variando o número de implantes (3, 4 e 5), três modelos com diferentes distribuições (pequena, média e grande) e três modelos com diferentes materiais da infraestrutura (titânio, resina acrílica e resina acrílica reforçada com fibra), totalizando 27 modelos experimentais. Como resultados, os momentos fletores foram maiores quando a prótese foi suportada por três implantes, comparada com quatro e cinco implantes. Além disso, os momentos fletores foram significativamente influenciados pela distribuição dos implantes, isto é, quanto menor a distribuição entre os implantes maior foram os valores dos momentos fletores. Com relação ao material da prótese, os maiores valores foram encontrados para as infraestruturas em titânio.

Os resultados encontrados por Ogawa et al.¹⁶ estão de acordo com outros trabalhos publicados posteriormente.^{15,43} Os autores compararam diferentes configurações de implantes interforames mentonianos para próteses implanto-suportadas em mandíbulas totalmente edêntulas, variando o número e a distribuição dos implantes bem como a inclinação dos implantes distais, porém utilizando o método de análise em elementos finitos. Um modelo 3D em elementos finitos foi criado a partir de dados obtidos de uma tomografia computadorizada de uma mandíbula humana e, a partir desse modelo, foram testadas diferentes configurações de implantes interforames mentonianos, com o número de implantes variando de 3 a 5, e com os implantes distais inseridos paralelos ou inclinados. Segundo os autores, a configuração de três implantes paralelos resultou em maiores tensões no osso e no implante quando comparada com as configurações com mais implantes também paralelos.^{15,43}

Nesse sentido, talvez a utilização de designs de implantes que otimizem a distribuição de tensões no osso poderiam ser uma alternativa à diminuição do número de implantes em reabilitações totais com implantes. Um desses designs desenvolvidos recentemente, são os implantes do tipo cone-

Morse. Análises em elementos finitos (AEF) avaliando a conexão implante-pilar cone-Morse mostraram menores concentrações e melhor distribuição de tensões/deformações no osso peri-implantar, comparado com conexões hexágono externo.^{22,23} Os autores sugeriram que os implantes cone-Morse poderiam manter melhor os níveis fisiológicos de deformação no osso, principalmente em situações clínicas desafiadoras, como implantes em áreas estéticas e submetidos a sobrecarga mastigatória.^{22,23} Essas hipóteses foram corroboradas por avaliações clínicas que mostraram uma menor perda óssea peri-implantar de implantes cone-Morse comparado com outros tipos de conexão protética.²⁴⁻²⁷ Entretanto, nenhum estudo foi encontrado na literatura avaliando o efeito de diferentes tipos de conexões protéticas na redução do número de implantes, em reabilitações totais fixas sobre implantes.

Apesar da configuração de três implantes mostrarem piores resultados nos trabalhos experimentais quando comparada com outras configurações, alguns autores mostraram resultados clínicos satisfatórios e com taxas de sucesso altas. Um estudo retrospectivo avaliou os resultados clínicos em longo prazo da reabilitação fixa de mandíbulas edêntulas utilizando três implantes com carga imediata. No total, 132 pacientes foram tratados com 396 implantes (Branemark System), durante um período de 11 anos e foram analisados retrospectivamente com relação à sobrevivência dos implantes. A taxa de sobrevivência dos implantes foi de 96,7% e para as próteses foi de 92,4%.⁴⁴ Em outro trabalho, porém com a instalação das próteses após o período de osseointegração dos implantes, os autores encontraram taxas de sucesso de 100% após cinco anos de avaliação no protocolo "All on Three".⁴⁵

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de análises em elementos finitos (AEF) não linear e tridimensional (3D), a influência do número de implantes, tipos de conexão protética e condições de carga sobre o comportamento biomecânico de reabilitações totais mandibulares implanto-suportas para o protocolo de carregamento tardio (ou seja, após a osseointegração dos implantes).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste presente estudo, as imagens da TC (tomografia computadorizada) de uma mandíbula seca totalmente edêntula, fornecida pelo Departamento de Anatomia da Universidade Federal de Uberlândia, foram capturadas por um scanner TC helicoidal BrightSpeed Elite Select Multislice 16 Slice (GE Healthcare, NYSE: GE, Reino Unido), com uma inclinação do pórtico de 0 °, sob 120 kV de tensão de aceleração e corrente 200mA. Os dados projetados foram exportados usando os arquivos no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Os dados tinham um tamanho de voxel de 0,35 x 0,35 x 0,625 milímetros e consistiu de cortes contínuos em relação ao eixo Z.

A segmentação óssea e a reconstrução da geometria da mandíbula foram realizadas através dos tons de cinza da tomografia dentro de um programa de processamento de imagens (Mimics 15.1, Materialise, Haasrode, Bélgica). Os modelos sólidos CAD (Computer Aided Design) tridimensionais (3D) de implantes cônicos de 13 mm de comprimento, plataforma de 3,8 mm de diâmetro, pilares e parafusos dos pilares foram obtidos por engenharia reversa para se assemelhar aos implantes disponíveis comercialmente Ø 3,8 x 13 mm SIN UNITITE® (SIN Sistema de Implante, São Paulo, Brasil), com conexões hexágono externo e cone-Morse. O pilar e o parafuso do pilar do cone-Morse são uma única peça.

Os implantes foram importados no programa Mimics (Materialise, Haasrode, Bélgica) e posicionados dentro do osso mandibular entre os forames mentonianos, com a plataforma do implante no nível ósseo. Primeiramente, cinco implantes foram arranjados: 2 deles posicionados a 4 mm de distância do forame mentoniano em ambos os lados, dois na região dos caninos e 1 em posição central. Três configurações de implantes (3, 4 e 5) foram então implementadas, através da remoção de dois implantes na região dos caninos (3 implantes), da remoção do implante central (4 implantes) e mantendo todos os implantes (5 implantes). Estas configurações foram investigadas tanto para as conexões hexágono externo e cone-Morse.

Os modelos dos pilares e dos parafusos dos pilares foram subsequentemente alinhados com os implantes de acordo com as instruções do fabricante. A infraestrutura (isto é, a barra) foi desenhada como um sólido geométrico, com 6 mm de altura e 5 mm de espessura, em uma configuração de ferradura seguindo a forma da mandíbula. O comprimento dos cantilevers foi de 13 milímetros em ambos os lados. Os componentes dos pilares foram alinhados posteriormente sobre os pilares e colados na barra por meio da ferramenta de adição *Boolean*. Finalmente, os parafusos de retenção da barra foram posicionados nos parafusos dos pilares (Figura 1).

Não foram feitas simplificações em relação à macrogeometria do sistema de implante (ou seja, verdadeiras roscas em espiral e geometrias internas dos pilares). Os menores elementos construídos nas malhas tetraédricas eram cerca de 50 μm de tamanho. Diferentes graus de refino da malha foram utilizados para reconhecimento dos detalhes dos designs (por exemplo, nas roscas). Além disso, a malha do osso foi refinada na interface osso-implante. Todos os pilares utilizados tinham 2 mm de altura com relação à plataforma do implante. Os orifícios de inserção dos implantes no modelo sólido da mandíbula foram obtidos por meio da ferramenta de subtração *Boolean*, entre o osso e os modelos sólidos dos implantes. Efeitos de segunda ordem decorrentes do aperto do pilar e da pré-carga no parafuso do pilar ou no parafuso de fixação da barra não foram considerados no presente estudo.

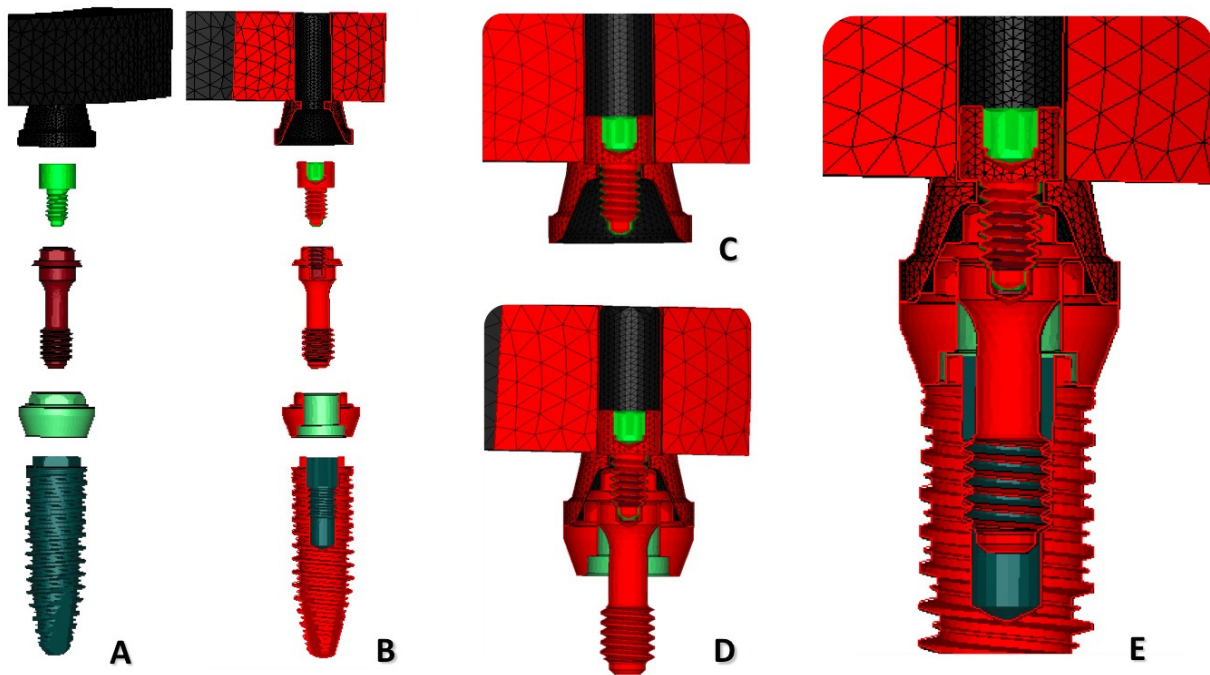


Figura 1: A – CADs 3D do sistema de implante hexágono externo. B – Malha 3D do sistema de implante hexágono externo. C – Alinhamento da barra com o parafuso de retenção da barra. D – Alinhamento da barra, parafuso de retenção da barra, parafuso do pilar e pilar. E – Posicionamento final do sistema de implante. Modelos em EF 3D são mostrados em cortes.

Os modelos do osso, implantes, pilares, parafusos dos pilares, barra e parafusos de retenção da barra foram malhados separadamente no programa MSC.Patran 2010r2 (MSC.Software, Gouda, Holanda). Sempre que necessário, os ajustes nas malhas dos modelos foram feitas no programa 3Matic® 7.0 (Materializa, Haasrode, Bélgica).

Durante a construção da malha do modelo sólido do osso, o volume total que está contido dentro da superfície externa do osso foi malhado. Isto significa que a malha é constituída por elementos tetraédricos localizados no osso cortical ou trabecular. Para diferenciar os dois tecidos, as diferentes propriedades elásticas foram atribuídas, com base nos valores dos tons de cinza das imagens da TC.^{34,46}

Os valores do módulo de Young's e o coeficiente de Poisson para os materiais utilizados no presente estudo foram adotados de acordo com uma literatura relevante³⁴ e estão resumidos na tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas do osso, implante e propriedades protéticas.

Propriedades	Materiais		
	Titânio	Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Young (E) – [MPa]	110000	13700	1370
Coefficiente de Poisson (ν)- [-]	0.33	0.30	0.30

Para simular o contato entre os componentes pilar-implante, elementos em contato friccional não-lineares (interface friccional Coulomb) foram utilizados. Entre as regiões de contato do implante, do pilar, parafuso do pilar, da barra e parafuso de retenção da barra foi assumido um coeficiente de atrito de 0,5.^{23,47,48} A configuração de contato friccional permite deslocamentos menores entre todos os componentes do modelo sem interpenetração. Sob estas condições, as zonas de contato transferem pressão e forças tangenciais (isto é, fricção), mas não tensão. Para simular a osseointegração, a interface osso-implante foi assumida como um contato colado. Nesta configuração, não há movimentação relativa que possa ocorrer na interface osso-implante. As condições de interface continuam as mesmas, independentemente do modelo AEF.

Os modelos foram totalmente fixados em todas as direções dos nós na borda inferior da mandíbula, bem como no côndilo e processo coronóide de ambos os lados (Figura 2A). Três diferentes condições de carga foram simuladas.⁴⁹ Na primeira, um total de 320N, 400N e 480N de carga foram simetricamente (Sim) aplicadas em oito pontos (isto é, 40N , 50N e 60N em cada ponto, respectivamente), ao longo de toda a extensão da barra (Figura 2B). Na segunda condição, um total de 320N, 400N e 480N de carga foram aplicadas unilateral (Uni), em 4 pontos (ou seja, 80N, 100N e 120N em cada ponto, respectivamente), no lado direito da barra (Figura 2C). Finalmente, na terceira situação, um total de 480N de carga foram distribuídas em 8 pontos ao longo da barra, de uma maneira que as grandezas de carga foram diminuindo de distal para medial (Pos): 4 pontos de carga distais de 80N (isto é, 2 pontos

de carga de cada lado da barra), dois pontos de carga intermediários de 60N cada (isto é, um ponto de carga de cada lado da barra) e 2 pontos mediais de carga de 20N cada (isto é, um ponto de carga de cada um dos lados da barra) (Figura 2 D).

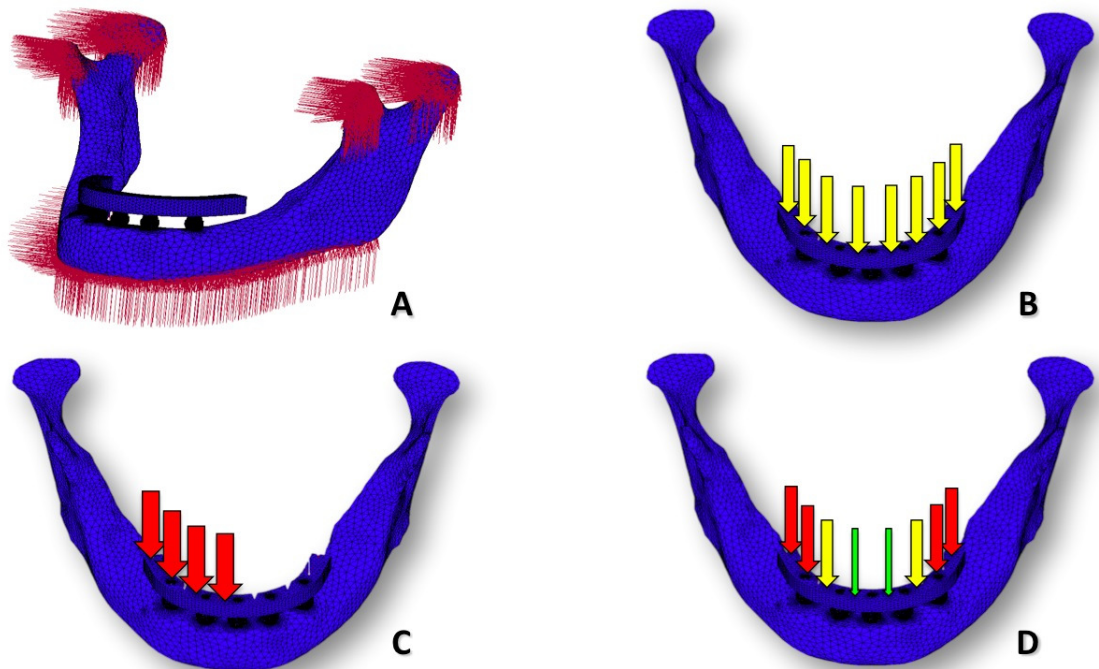


Figura 2: A – Fixação do modelo em todas as direções, isto é, nos nós da borda inferior, côndilos e processos coronóides. B – Condição de carga simétrica. C – Condição de carga unilateral. D – Condição de carga reduzida de posterior para anterior.

Um total de 42 modelos foram construídos variando o número de implantes (3, 4 e 5), tipo de conexão protética (hexágono externo e cone-Morse) e condição de carga (Sim 320N, Sim 400N, Sim 480N, Uni 320N, Uni 400N, Uni 480N e Pos 480N). As análises e o pós-processamento foram realizadas para cada modelo, por meio do programa MSC.MARC/Mentat 2010r3 (MSC.Software, Gouda, NL).

5. RESULTADOS

A Tabela 2 mostra os resultados para o pico de deformação equivalente (deformação EQV) no osso, pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos dos pilares e parafusos da barra para os dois tipos de conexões, 3 números de implantes (3, 4 e 5 implantes) e 7 condições de carga.

Considerando-se a mesma condição de carga, foram observados um número significativamente maior para os níveis de deformação óssea na conexão protética hexágono externo (HE), em comparação com a conexão cone-Morse (CM) (Figura 3). No entanto, em todas as condições de carga simuladas os valores das deformações ósseas estavam abaixo de $4200 \mu\epsilon$,^{17,50} independentemente do tipo de conexão, do número de implantes e magnitude da carga. O número de implantes não tem uma influência significativa nas magnitudes de deformação no osso para nenhum dos tipos de conexão protética. No entanto, a magnitude e a distribuição de carga influenciam grandemente na concentração de deformação peri-implantar. Os valores mais baixos e uma melhor distribuição de deformação entre os implantes foram observados para a condição de carga equilibrada (Sim. 320N, Sim. 400N e Sim. 480N designs de carga). Os implantes distais apresentaram os valores mais elevados de deformação óssea, comparado com os implantes mediais, para todos os designs de carga. Obviamente, para a condição de carga unilateral, o implante distal do lado da aplicação da carga mostrou os níveis mais elevados de deformação do osso peri-implantar (Figura 4).

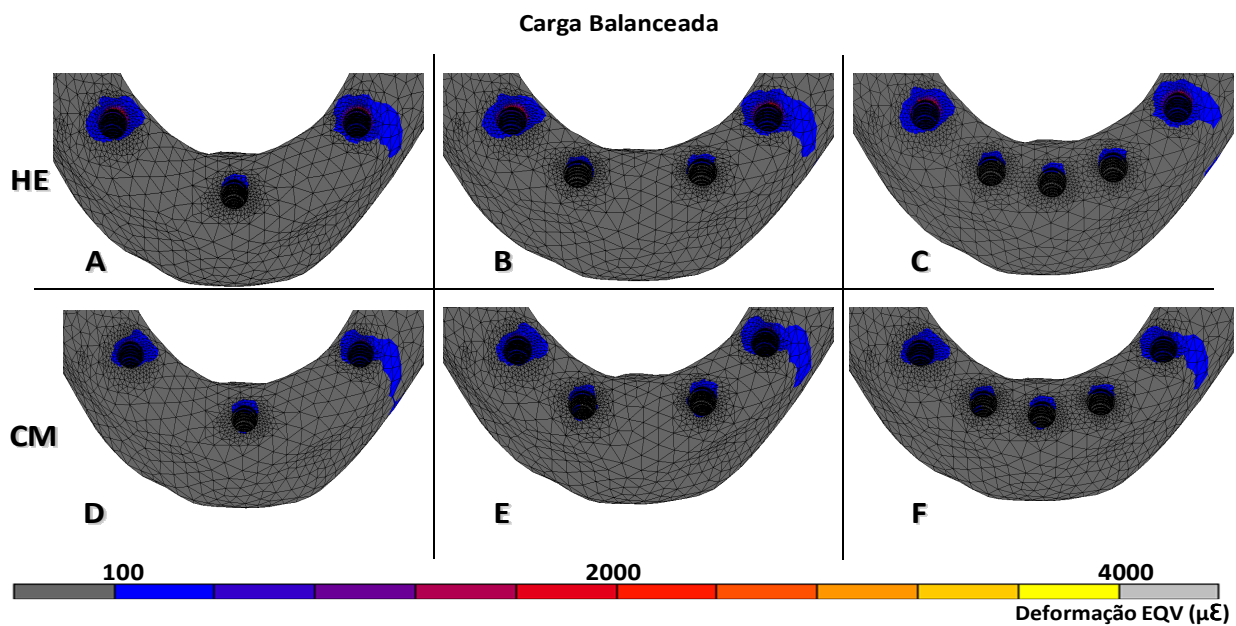


Figura 3: Vista oclusal da distribuição das deformações EQV ($\mu\epsilon$) no osso para os modelos de Hexágono Externo (HE) e cone-Morse (CM), para a condição de carga simétrica 480N. Note as maiores concentrações de tensões para a conexão HE, principalmente no osso peri-implantar distal.

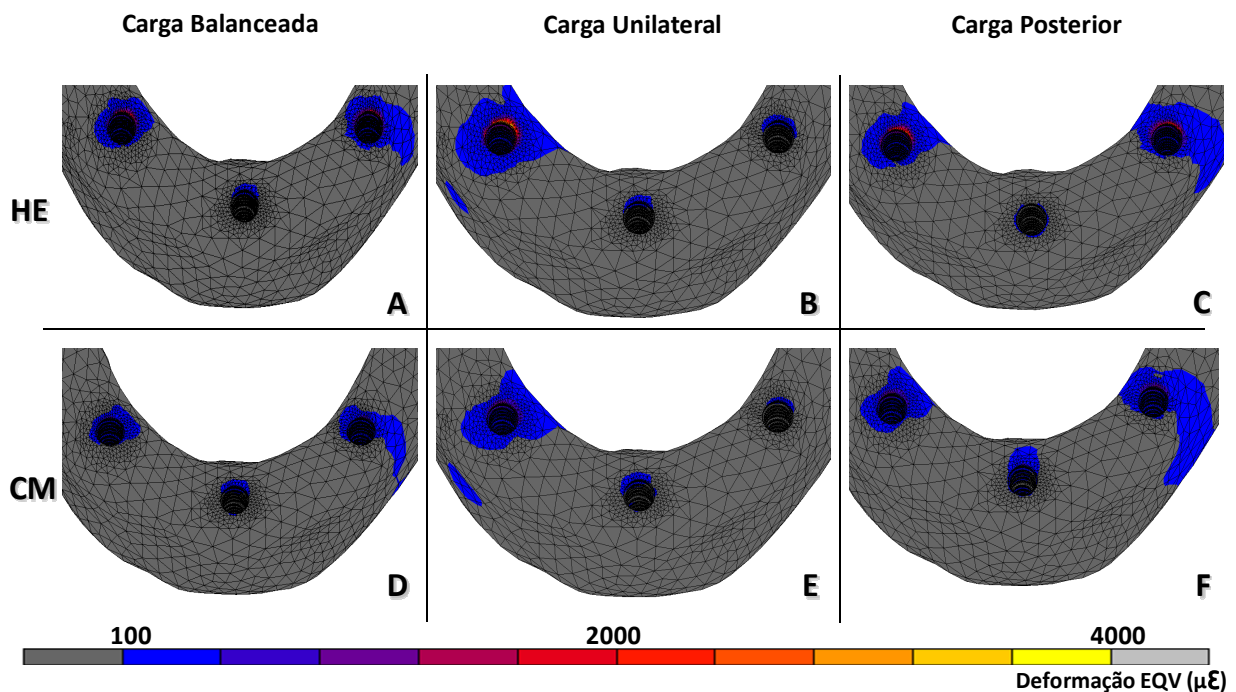


Figura 4: Vista oclusal da distribuição das deformações EQV ($\mu\epsilon$) no osso para os modelos de Hexágono Externo (HE) e cone-Morse (CM), 480N de força em diferentes condições de carga. Note melhores distribuições e magnitudes de deformação para a condição de carga Sim.

Em relação às tensões EQV nos parafusos dos pilares, a conexão do tipo CM apresentou valores significativamente mais baixos de tensão, em comparação com a conexão HE. Para ambas as conexões protéticas, os parafusos dos pilares distais mostraram níveis mais altos de tensão, comparados com os parafusos mediais, independentemente do número de implantes e do tipo de carregamento (Figura 5). O número de implantes não influenciou significativamente nos valores de tensão EQV nos parafusos dos pilares para a conexão CM. No entanto, uma diminuição nos valores de tensão EQV nos parafusos dos pilares para a conexão HE pode ser observada com o aumento do número de implantes. A magnitude e distribuição de carga influenciaram bastante nos valores de tensão EQV para ambos os tipos de conexão protética. As situações de carga Uni e Pos induziram significativamente maiores tensões nos parafusos dos pilares, em comparação com a condição de carga equilibrada (ou seja, Sim).

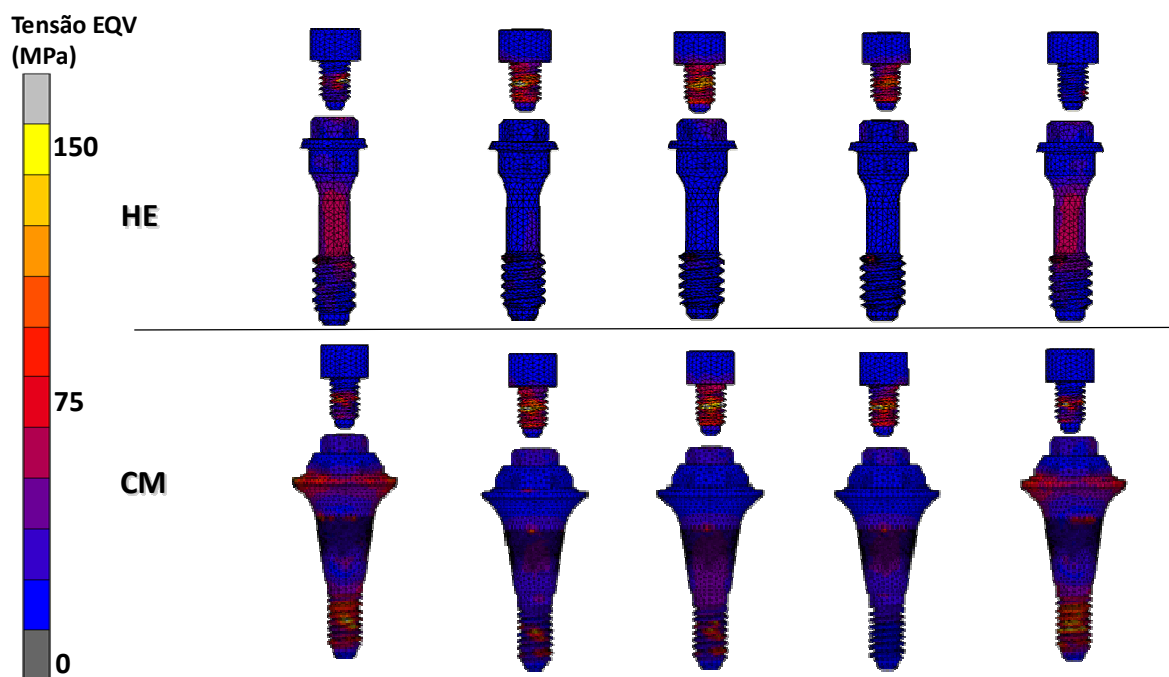


Figura 5: Distribuição de tensões EQV (MPa) nos parafusos dos pilares das conexões Hexágono Externo (HE) e cone-Morse (CM) para 5 implantes, modelos 480N Pos. Note maiores concentrações de tensões nos parafusos dos pilares distais e nos parafusos de retenção da barra mesiais.

Em relação ao pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos de retenção da barra, os valores encontrados de tensão EQV foram significativamente mais elevados para os modelos de conexão protética CM, comparado com a conexão HE, independentemente do design de carga e do número de implantes (Figura 6). Para as conexões do tipo CM, os parafusos distais de retenção da barra apresentaram maiores magnitudes de tensões, comparados com os parafusos mediais, para todas as condições de carga, exceto para a distribuição Pos. Ao contrário, uma situação inversa foi observada para os grupos de hexágono externo, em que os parafusos de retenção mediais da barra mostraram valores de tensão mais elevados. Além disso, valores de tensão EQV nos parafusos de retenção da barra foram inversamente proporcionais às tensões EQV nos parafusos dos pilares, para as conexões HE e cone-Morse no carregamento Pos 480N. O número de implantes influencia nas magnitudes de tensões dos parafusos de retenção barra. Concentrações de tensões levemente maiores nos parafusos da barra foram notadas para a configuração de 3 implantes, em comparação com 4 e 5 implantes, independentemente da condição de carga e do tipo de conexão protética (Figura 6).

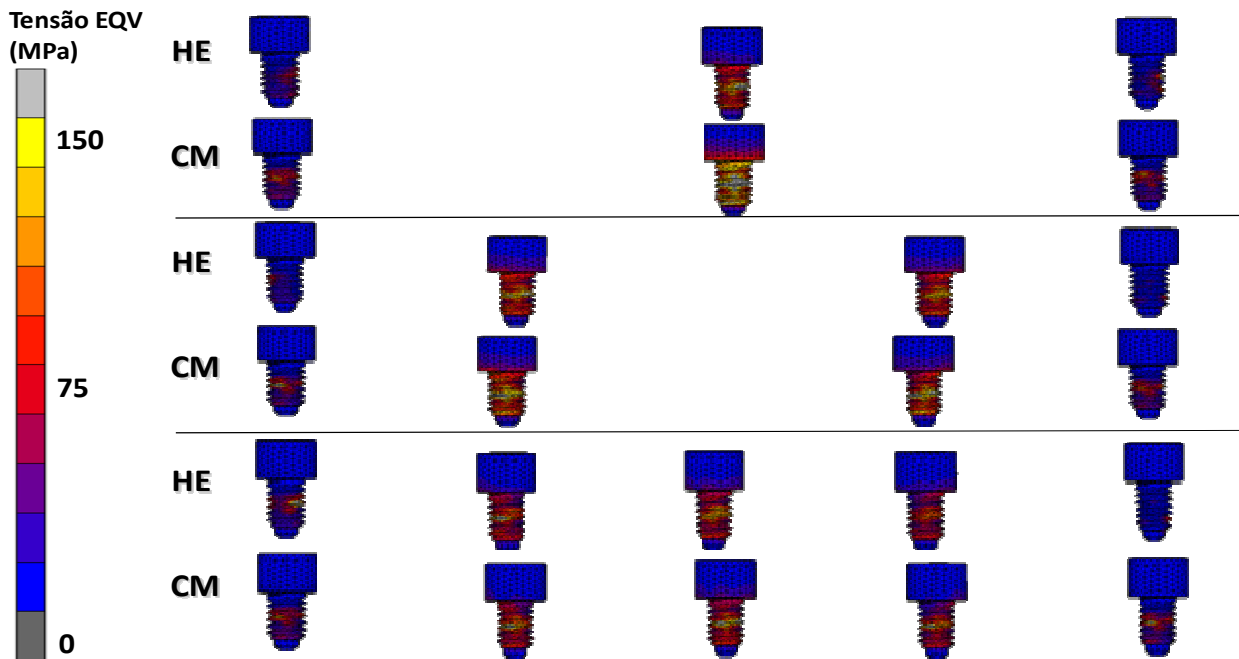


Figura 6: Distribuição de tensões EQV (MPa) nos parafusos de retenção da barra para as conexões Hexágono Externo e cone-Morse, modelos de 3, 4 e 5 implantes, Pos 480N. Note as concentrações levemente maiores para os parafusos de retenção da barra para 3 implantes e para os parafusos de retenção da barra para CM.

6. DISCUSSÃO

A presente análise em elementos finitos (AEF) foi realizada para avaliar a influência do número de implantes (3, 4 e 5 implantes), tipo de conexão protética (hexágono externo e cone-Morse) e condições de carga no ambiente biomecânico de reabilitações totais mandibulares implanto-suportadas. Foi demonstrado que o número de implantes não teve uma contribuição significativa para as deformações encontradas no osso nas simulações de carregamento tardio dos implantes (isto é, implantes osseointegrados). Neste sentido, a conexão protética cone-Morse (CM) apresentou menores magnitudes de deformação quando comparadas com a conexão do tipo hexágono externo (HE). Além disso, embora o tipo de conexão protética e as condições de carga teve uma grande influência nos níveis de deformação peri-implantar, os valores das deformações foram menores que as faixas de sobrecarga patológicas^{17,50} independentemente do número de implantes, tipo de conexão protética e condições de carga. Por outro lado, as tensões EQV no sistema dos implantes (ou seja, parafusos dos pilares e parafusos de retenção da barra) teve uma relação inversa com o número de implantes. Não obstante, um ajuste balanceado das cargas (isto é, situação de carregamento simétrico) melhora a biomecânica de reabilitações totais mandibulares.

A presente AEF demonstrou uma significativa redução dos níveis de deformação para a conexão cone-Morse e para condições de carga simétricas. Merz e colaboradores⁴⁷ compararam por métodos experimentais e análises em elementos finitos, as tensões induzidas fora do eixo de aplicação de carga para conexões cônicas e conexões abotoadas. Os autores concluíram que a interface cônica distribui mais uniformemente as tensões quando comparada com as conexões paralelas. Em outros estudos em elementos finitos, Hansson S.²² e também Pessoa et al.²³ observaram que a junção implante-pilar cone-Morse diminuiu substantivamente os picos de tensões ao nível do osso marginal. Além disso, melhora as distribuições de tensões no osso de suporte.

Embora a determinação precisa do nível de carga que separa o carregamento mecânico como sendo aceitável, osteogênico ou causador de

falhas é difícil e ainda duvidoso, alguns autores focaram as amplitudes de deformação como um estímulo mecânico determinante do processo de adaptação do osso. Neste sentido, Duyck et al.¹⁷ em um experimento feito em tibia de coelho, provou que as concentrações de tensão/deformação, causadas por um excessivo carregamento dinâmico, são capazes de induzir perda óssea marginal ao redor de implantes osseointegrados. Os autores estimaram, por AEF baseadas em imagens de TC de amostras de tibia, que valores acima de 4200 $\mu\epsilon$ podem induzir reabsorção óssea. Uma possível faixa patológica de sobrecarga no osso também foi considerada por Frost como sendo 4000 $\mu\epsilon$.⁵⁰ No presente estudo, os níveis de deformação do osso ficaram abaixo de 4200 $\mu\epsilon$, independentemente do tipo de conexão, número de implantes e magnitude e condição de carga. Esses resultados estão de acordo com dados clínicos de longo prazo das taxas de sobrevida dos implantes e próteses, que demonstraram resultados similares independentemente do número de implantes (3, 4, 5 e 6 implantes) usados para suportar próteses fixas.^{9-12,44,51-56} Ao contrário, Fazi et al.¹⁵, bem como Silva-Neto et al.⁴³, em recentes AEF concluíram que quatro ou cinco implantes paralelos mostraram menores tensões/deformações no osso comparados com a configuração de três implantes paralelos. Entretanto, nesses estudos, os modelos foram simplificados e os implantes foram desenhados sem as roscas do corpo, local dos pilares e roscas internas dos parafusos protéticos.^{15,43} Além disso, a carga foi aplicada em um único ponto na borda distal da barra, não reproduzindo com precisão o complexo de forças exercidas durante a função de mastigação. Desta forma, algumas suposições feitas durante o processo de desenvolvimento dos modelos numéricos, especialmente em relação à macro geometria dos modelos, à atribuição das propriedades dos materiais e condições de interface, podem limitar a validade dos resultados da AEF em alguns estudos. Mesmo modelos genéricos de EF, no qual o foco é somente a influência relativa de alguns parâmetros dos implantes ao invés de resultados absolutos in vivo, podem ser avaliados a coerências em relação aos dados biológicos disponíveis.⁵⁷ Assim, é possível determinar se os modelos numéricos são consistentes em sua capacidade preditiva e se fornece

informações que podem ser extrapoladas, ou pelo menos ser útil, para o contexto clínico.

A construção de modelos analíticos precisos de implantes dentais envolve a modelagem de todos os aspectos que possam exercer alguma influência na região a ser investigada. Para alcançar soluções realísticas e confiáveis, a modelagem de todo o design do implante é desejável (isto é, formato do implante, comprimento e diâmetro, design da conexão protética, design do abutment e do parafuso do abutment). Suposições na modelagem e limitações de processadores podem levar a um número elevado de imprecisões nos resultados obtidos.

Modelos lineares elásticos têm sido extensivamente empregados em estudos prévios utilizando AEF. Estas análises usualmente assumem que todos os volumes modelados estão colados como uma peça única. Entretanto, a validade da análise linear elástica pode ser questionada quando a investigação tem o objetivo de explorar situações mais realísticas que geralmente são encontradas na Implantodontia. Algumas situações clínicas com implantes dentais geram não-linearidades, principalmente relacionadas às trocas de relações entre os constituintes simulados em um modelo em elementos finitos.³² Mais ainda, o modo “contato friccional” (ou “contato não-linear”, ou simplesmente “contato”) proporciona uma boa fidelidade em relação a micro-movimentação entre os componentes do sistema de implantes, e, conseqüentemente, uma representação mais razoável da condição real do implante.⁴⁷ Esta configuração permite pequenos deslocamentos entre todos os componentes do modelo, porém sem interpenetrações. Sob estas condições, as zonas de contato transferem apenas compressão e forças tangenciais (i.e. fricção), mas não tração. Algumas AEF tem demonstrado diferenças marcantes nos valores e mesmo na distribuição das tensões entre as condições de interface “colada” e “contato não-linear”.⁵⁸⁻⁶⁰

Também nas simulações dos componentes de implantes, alguns estudos anteriores em AEF têm desenvolvido soluções lineares, subestimando contato de fricção e o torque entre as peças que compõe o sistema. A solução de tal análise linear é simples, com um custo computacional bastante baixo. Entretanto, uma interface colada entre o implante, abutment e parafuso do

abutment não é o cenário mais realístico no caso de implantes dentais. A interface de contato não-linear tem provado ser a mais efetiva condição para a simulação das micro-movimentações relativas que ocorre entre os componentes de um sistema de implantes.^{23,39,40,47}

Desta forma, para correta simulação da conexão do implante, contato não linear deve ser implementado entre o implante e os componentes. No caso do coeficiente de atrito, Abkowitz e colaboradores⁶¹ reportaram um valor de 0,5 para fricção entre duas superfícies secas de titânio e Steinemann e colaboradores⁴⁸ encontraram valores de 0,43 a 0,53 para duas superfícies de titânio em solução de cloreto de sódio. Por conseguinte, um coeficiente de atrito de 0,5 é geralmente implementada entre implante, abutment e parafuso do abutment para simulações não lineares de conexões de implantes.^{23,36,39,40,47}

A redução das tensões EQV nos parafusos dos pilares para a conexão HE foi demonstrada na atual AEF, com o aumento do número de implantes. Da mesma forma, Silva-Neto et al.⁴³, em um estudo em AEF de reabilitações totais fixas inferiores, sugeriram que a redução do número de implantes de 5 para 3, aumenta significativamente as tensões nos parafusos dos pilares. Entretanto, para a conexão CM, o número de implantes não teve influência nas tensões EQV nos parafusos dos pilares.

Na presente AEF, a conexão protética CM mostrou valores de tensões EQV significativamente menores nos parafusos dos pilares, comparada com a conexão protética HE. Esta observação corrobora os dados apresentados por Merz et al.⁴⁷ e Pessoa et al.²³ do qual demonstraram que quando cargas são aplicada sobre o pilar na configuração HE, não há bloqueio positivo ou geométrico. Desta forma, uma carga lateral ou oblíqua, o pilar se separa do implante e tende a inclinar sobre a menor área da plataforma do implante, assim maiores tensões são absorvidas principalmente pelo parafuso do pilar. Este fator também pode ser usado para explicar os menores níveis de tensão EQV encontrados para os parafusos de retenção da barra da conexão HE. Ao contrário, na conexão cone-Morse, a carga é resistida principalmente pela interface do cone. Ele impede que o pilar se incline, permitindo a retenção estável da posição por forças de atrito.²³

A forma lateral dos pilares CM ajuda a dissipar as forças laterais e protege o parafuso do pilar contra tensões excessivas. No entanto, o aspecto rígido da conexão CM resultou em maiores tensões EQV nos parafusos de retenção da barra para este tipo de conexão.

O presente estudo demonstrou uma concentração de tensões nos parafusos de fixação da barra um pouco maior para a configuração de 3 implantes, em comparação com 4 e 5, independentemente da condição de carga e tipo de conexão protética. Assim, especula-se que uma maior incidência de afrouxamento dos parafusos realmente poderá acontecer para reabilitações com três implantes. Provavelmente, um número menor de parafusos de retenção da barra poderia explicar uma possível necessidade de mais consultas de acompanhamento nas reabilitações suportadas por 3 implantes, já que o afrouxamento de apenas um parafuso poderá induzir uma instabilidade protética desconfortável. Ao contrário, para as reabilitações suportadas por 4 e 5 implantes, como o número de parafusos de fixação da barra é maior, o afrouxamento de um parafuso possivelmente seria imperceptível pelos pacientes. De qualquer forma, provavelmente uma maior necessidade de manutenção das próteses suportadas por 3 implantes deve ser esperada. Infelizmente, os estudos semelhantes em AEF que avaliam o número e a disposição dos implantes não consideraram as conexões protéticas e os componentes em detalhe.^{15,43} Além disso, as pesquisas clínicas têm centrado, principalmente na sobrevivência do implante ou complicações biológicas e técnicas para o edentulismo parcial.⁶³⁻⁶⁷ A incidência de complicações protéticas de próteses totais fixas implanto-suportadas foi dirigida a um número menor de pesquisas.^{28,29}

No entanto, independentemente do design da prótese e tipo de conexão protética o parafuso do pilar, bem como os parafusos de retenção da barra são suscetíveis a afrouxamento ou fratura por causa da magnitude e direção das forças orais e as limitações da resistência dos componentes. Vários fatores podem contribuir para as complicações nos parafusos, como pré-carga inadequada, apertos excessivos que poderá espanar e/ou deformar os parafusos, sobrecarga oclusal provocada por parafunção, interferências oclusais e cantilever excessivamente longo.^{68,69} Nesse sentido, a presente AEF

confirmou que magnitude e distribuição das cargas influenciaram muito nos valores de tensão EQV para os componentes dos implantes em ambos os tipos de conexão protética. A condição de carga unilateral induziu significativamente maiores tensões no sistema, em comparação com a condição de carga equilibrada.

No intuito de replicar de forma bem sucedida, por meio de AEF, as situações clínicas encontradas por um implante no ambiente bucal, é importante entender e reproduzir as forças que são exercidas sobre estes implantes. Estas forças são principalmente resultados da ação dos músculos mastigatórios, e estão relacionadas à magnitude, frequência e duração da função mastigatória.

As forças que agem sobre os implantes possuem magnitude e direção, e são representadas por vetores. Para previsão precisa do comportamento de um implante instalado nos maxilares, é essencial determinar a magnitude e direção destas forças *in vivo*. Entretanto, em cada ponto de contato de oclusão específico, as forças de mordida podem ser geradas em uma série de direções. Mais ainda, apesar das forças oclusais serem geralmente simuladas agindo em direção apical do implante, tendendo a comprimir o implante no osso alveolar, forças de tração e, principalmente forças laterais (momentos de carga), pode estar presentes dependendo de onde a força oclusal é aplicada em relação à prótese implanto-suportada. Este fato é ainda mais importante quando a investigação tem o objetivo de simular um modelo de implantes múltiplos, por causa das questões geométrica envolvendo as restaurações nas quais vários implantes estão ligados, com a existência de um cantilever distal.^{62,70}

Muitos estudos tem tentado investigar as magnitudes das cargas por meio de testes experimentais, analíticos e simulações computacionais de vários tipos de próteses implanto-suportadas.^{49,62,70,71} Forças de mordida variando entre 50 a 400 N na região de molar e de 25 a 170 N na região de incisivos têm sido reportadas. Estas variações são influenciadas por fatores ligados ao paciente, como gênero, massa muscular, exercícios, dieta, localização da mordida, parafunção, número de dentes e implantes, tipo de

prótese implanto suportada, estado físico e idade (Fontijn-Tekamp et al. 1998, Morneburg & Proshchel 2002, Duyck et al. 2000).^{49,70,71}

No presente estudo, os efeitos biomecânicos dos diferentes designs implante/prótese para reabilitações totais inferiores implanto-suportada foram investigadas por AEF. Embora seja uma ferramenta incontestavelmente útil para obter informações que são difíceis de adquirir a partir de experimentos laboratoriais e estudos clínicos, os resultados obtidos pela AEF devem ser interpretados com alguma cautela. As suposições feitas durante o processo de desenvolvimento de um modelo de EF limitam a validade de valores absolutos de tensão/deformação e deslocamento calculados em um modelo que a validação experimental não foi realizada. Além disso, a modelagem de processos adaptativos do osso não foi um dos objetivos da AEF atual. Apesar de alguns autores considerarem 4000 $\mu\epsilon$ como uma possível faixa para a sobrecarga patológica do osso, fatores como a amplitude da deformação, frequência de carregamento e número de ciclos de carga são parâmetros capazes de influenciar significativamente a resposta adaptativa do osso cortical.⁷² As cargas aplicadas nas simulações apresentadas eram estáticas e o osso responde à cargas dinâmicas e não a cargas estáticas.¹⁷

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações da presente AEF, podemos concluir que:

1. Conexão protética cone-Morse diminuiu significativamente os níveis de deformação no osso peri-implantar e as tensões EQV nos parafusos dos pilares.
2. As tensões EQV nos parafusos de retenção da barra foram significativamente maiores para a conexão protética cone-Morse.
3. Nenhum efeito importante do número de implantes pode ser notado nas deformações do osso peri-implantar, independentemente do tipo de conexão protética;
4. Um número menor de implantes aumenta levemente as tensões nos parafusos do pilar e nos parafusos de retenção da barra;
5. Um ajuste balanceado das cargas melhora a biomecânica de reabilitações totais mandibulares;

REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Longterm follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5:347–359.
2. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*. 1992;68:949–956.
3. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003 Nov-Dec;16(6):602-8.
4. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004;17:417–424.
5. Brånemark, P-I; Svensson, B; Van Stenberghe, D. Ten years survival rates of fixed prostheses on four or six fixtures ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinic Oral Implants Res*. 6:227-231, 1995.
6. Wolfinger GJ, Balshi TJ, Rangert B. Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Mar-Apr;18(2):250-7.
7. Chiapasco M, Gatti C. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading: a 3- to 8-year prospective study on 328 implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(1):29-38.
8. Malo P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5:2-9.
9. Branemark PI, Engstrand P, Ohnells LO, Grondahl K, Nils-son P, Hagberg K, et al. Branemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1999;1(1):2-16.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

10. Engstrand P, Grondahl K, Ohnell LO, Nilsson P, Nannmark U, Branemark PI. Prospective follow-up study of 95 patients with edentulous mandibles treated according to the Brånemark Novum concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003 May;5(1):3-10.
11. Henry, P. J; Van, S. D; Blomback U. Et al. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum Protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(3):137-142.
12. Gualini, F., Gualini, G., Cominelli, R. & Lekholm, U. (2009) Outcome of Brånemark Novum(R)implant treatment in edentulous mandibles: a retrospective 5-year follow-up study. *Clinical Implant Dentistry & Related Research* 11: 330–337.
13. De Bruyn H, Kisch J, Collaert B, et al. Fixed mandibular restorations on three early-loaded regular platform Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3:176-184.
14. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002;30:271-282.
15. 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 Jul-Aug;26(4):752-9.
16. Ogawa T.; Dhaliwal S.; Naert I.; Mine A.; Kronstrom M.; Sasaki K.; Duyck J. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation* 2010 37; 525–531.
17. Duyck J, Ronald HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12: 207–218.
18. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:345–360.

19. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14:108–116.
20. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143–152.
21. Isidor F. Histological evaluation of periimplant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:1–9.
22. Hansson S. A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14:286–293.
23. Pessoa, RS; Muraru, L; Marcantonio Jr, E; Vaz, LG; Vander Sloten, J; Duyck, J; Jaecques, SVN. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear, 3D finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010 Sep;12(3):219-34. Epub 2009 May 7.
24. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 20:789–794.
25. Van de Velde T, Collaert B, Sennerby L, De Bruyn H. Effect of implant design on preservation of marginal bone in the mandible. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010 Jun 1;12(2): 134-41. Epub 2009 Feb 13.
26. Kang IH, Kim CW, Lim YJ, Kim MJ. A comparative study on the initial stability of different implants placed above the bone level using resonance frequency analysis. *J Adv Prosthodont.* 2011 Dec;3(4):190-5. Epub 2011 Dec 28.
27. Bateli M, Att W, Strub JR. Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Mar-Apr;26(2):290-303.
28. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P. A Meta-Analysis of Prosthodontic Complication Rates of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses in Edentulous Patients After an Observation Period of at Least 5 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 Mar-Apr;26(2):304-18.

29. Noda K, Arakawa H, Maekawa K, Hara ES, Yamazaki S, Kimura-Ono A, Sonoyama W, Minakuchi H, Matsuka Y, Kuboki T. Identification of risk factors for fracture of veneering materials and screw loosening of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases. *J Oral Rehabil.* 2013 Mar;40(3):214-20. Epub 2013 Jan 12.
30. Geng, JP; Tan, KB; Liu, GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001 85, 585-98.
31. Van Staden, RC; Guan, H; Loo, YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods Biomechanics Biomedical Engineering*, 2006 9, 257-270.
32. Wakabayashi, N; Ona, M; Suzuki, T; Igarashi, Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 2008 26, 463-471.
33. Almeida EO, Freitas-Junior AC, Rocha EP, Pessoa RS, Gupta N, Tovar N, Coelho PG. Critical aspects for mechanical simulation in Dental Implantology. In: Moratal D (Org.). *Finite Element Analysis*, 1a. Ed. New York: intech – Open Access Publisher, 2012.
34. Pessoa, RS; Jaecques, S. V. N. Finite element analysis in dental implant Biomechanics. In: Cehreli M; Akca K. (Org.). *Biomechanics of dental implants: Handbook of Researchers*, 1a. Ed. New York: Nova Science Publishers, 2011.
35. Zienkiewicz, O. C. & Taylor, R. L. (1989) *The Finite Element Method*. New York, mcgraw-Hill.
36. Lin, C-L; Chang, S-H; Chang, W-J; Kuo, Y-C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. *European Journal of Oral Science*, 2007 115, 408–416.
37. Ding, X; Liao, S-H; Zhu, X-H; Zhang, X-H; Zhang, L. Effect of Diameter and Length on Stress Distribution of the Alveolar Crest around Immediate Loading Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2008 DOI 10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x
38. Lin, C-L; Wang, J-C; Chang, W-J. Biomechanical interactions in tooth – implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth

- and connector type: a finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 2008 19, 107–117.
39. Pessoa, RS; Vaz, LG; Marcantonio Jr, E; Vander Sloten, J; Duyck, J; Jaecques, SVN. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols – CT based 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Sep-Oct;25(5):911-9.
 40. Pessoa RS, Coelho PG, Muraru L, Marcantonio Jr E, Vaz LG, Vander Sloten J, Jaecques SVN. Influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011, Nov;26(6):1279-87.
 41. Parel, SM. A system for definitive restoration of single-stage implants in one day. *Dent today*; 2002; 21(2): 106-111.
 42. Simamoto-júnior PC; Davi IR; Gomes VL; Nobilo MA; Neves, FD. Immediate function in the edentulous mandible: replacement of a lost implant using prefabricated guides. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(2):161-4.
 43. Silva-Neto JP, Pimentel MJ, Neves FD, Consani RLX, Dos Santos MBF. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz. Oral res.* [online]. 2014, vol.28, n.1, pp. 67-73. Epub Nov 25, 2013. ISSN 1806-8324.
 44. Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi T, Sennerby L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: A retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:1265–1269.
 45. Oliva J., Oliva X., Oliva D.J. All-on-Three Delayed Implant Loading Concept for the Completely Edentulous Maxilla and Mandible: A Retrospective 5-Year Follow-up Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1584–1592.
 46. Jaecques SVN, Van Oosterwyck H, Muraru L, et al. Individualised, micro CT-based finite element modeling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomaterials* 2004;25:1683–1696.
 47. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implantabutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519–526.
 48. Steinemann SG, Mäusli PA, Szmukler-Moncler S, et al. Betatitanium alloy for surgical implants. In: Froes FH, Caplan I, eds. *Titanium '92. Science and*

- technology. Warrendale, PA: The Minerals, Metals & Materials Society, 1993:2689–2696.
49. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11:465–475.
 50. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*. 1992;19:257–271.
 51. Östman PO. Immediate/early loading of dental implants. Clinical documentation and presentation of a treatment concept. *Periodontology 2000* 2008;47:90–112.
 52. Esposito M, Grusovin MG, Achille H, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 2009 Jan 21: CD003878.
 53. Hatano N, Yamaguchi M, Suwa T, Watanabe K. A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. *Odontol* 2003;91: 37–42.
 54. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405–414.
 55. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241–247.
 56. Rivaldo EG, Montagner A, Nary H, da Fontoura Frasca LC, Branemark PI. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 May-Jun;27(3):695-702.
 57. Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:239–248.
 58. Brunski, JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 1992 10, 153–201.
 59. Van Oosterwyck, H; Duyck, J; Vander Sloten, J; van der Perre, G; de Cooman, M; Lievens, S; Puers, R; Naert, I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 1998 9, 407–418.

60. Huang, HL; Hsu, JT; Fuh, LJ; Tu, MG; Ko, CC; Shen, YW. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *Journal of Dentistry*, 2008 36, 409-417.
61. Abkowitz, S; Burke, JJ; Hiltz, RH. *Titanium in Industry*. New York: Van Nostrand Co Inc; 1955.
62. Mericske-Stern, R; Piotti, M; Sirtes, G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 1996 7, 387–396.
63. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002;29(suppl 3):197–212.
64. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12: 26–34.
65. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121–132.
66. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:146-55.
67. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (fpds) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:667-676.
68. Weinberg, L.A. (1993) The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 8: 19–31.
69. Mcglumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. *J Dent Symp*. 1993 Aug; 1:20-3.

70. Fontijn-Tekamp, FA; Slagter, AP; van't Hof, MA; et al. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, 1998 77, 1832–1839.
71. Morneburg, T. R. & Proschel, P. A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 15, 20-27.
72. De Smet E, Jaecques SVN, Jansen JJ, Walboomers F, Vander Sloten J, Naert IE. Effect of constant strain rate, composed by varying amplitude and frequency, of early loading on periimplant bone (re)modelling. *J Clin Periodontol* 2007;34:618–624.

ANEXO

Tabela 2: Resultados para o pico de deformação equivalente (deformação EQV) no osso e pico de tensão von Mises (tensão EQV) nos parafusos dos pilares e nos parafusos de retenção da barra para todos os modelos simulados.

Tipo de Conexão	Cond. Carga	N. Impl	Pico Deformação EQV ($\mu\epsilon$)					Pico Tensão EQV (MPa) Parafuso do Pilar					Pico Tensão EQV (MPa) Parafuso Retenção Barra				
			1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
cone-Morse	Sim 320N	3	519.9	---	280.9	---	565.2	38.3	---	15.6	---	38.3	148.6	---	82.8	---	119.8
		4	575.9	199.1	---	276.5	580.9	40.3	15.7	---	14.4	40.5	120.5	116.2	---	128.5	145.0
		5	532.2	290.5	233.1	284.4	465.8	37.7	14.1	15.8	11.9	35.5	131.0	117.1	64.5	137.0	118.7
	Sim 400N	3	653.5	---	375.0	---	708.3	48.6	-----	23.3	-----	51.4	171.4	---	77.9	---	185.7
		4	716.8	318.7	---	376.0	720.2	52.2	20.3	-----	24.2	56.6	153.9	112.3	---	109.5	160.9
		5	662.6	300.6	277.4	356.1	595.3	57.9	17.1	17.6	16.9	52.3	102.9	114.6	119.4	112.0	137.0
	Sim 480N	3	782.9	---	421.7	---	858.7	75.9	-----	38.1	-----	67.0	185.6	---	100.5	---	183.1
		4	861.9	343.2	---	463.2	852.1	62.8	32.4	-----	38.2	71.0	149.6	112.8	---	104.7	176.7
		5	799.9	369.0	367.0	413.8	708.2	69.8	23.0	23.7	20.8	55.2	129.0	115.4	101.9	126.3	145.0
	Uni 320N	3	909.0	---	255.2	---	170.0	71.7	-----	15.5	-----	10.7	155.7	---	79.4	---	151.0
		4	988.0	365.0	---	160.0	294.5	78.3	35.5	-----	9.1	10.4	153.2	115.0	---	76.5	143.2
		5	933.4	379.0	221.6	175.0	255.4	94.5	23.6	14.7	7.6	9.7	136.0	143.4	87.0	75.0	127.0
	Uni 400N	3	1145.6	---	346.1	---	255.6	88.0	-----	37.6	-----	13.0	220.0	---	130.1	---	79.3
		4	1232.5	414.5	---	190.7	265.2	92.1	34.9	-----	11.9	16.9	178.1	157.9	---	117.8	166.3
		5	1170.9	403.5	275.0	214.6	236.8	90.0	38.5	18.2	9.6	13.9	167.0	176.4	110.5	79.5	159.1
Uni 480N	3	1372.1	---	403.0	---	243.0	102.3	-----	24.0	-----	20.0	179.2	---	109.3	---	149.2	
	4	1476.0	507.0	---	229.4	312.2	108.6	35.8	-----	15.5	19.3	176.0	168.0	---	115.0	148.0	
	5	1402.0	492.8	348.0	260.0	270.5	104.4	40.1	35.0	11.7	13.0	184.1	159.0	110.0	73.0	145.0	

	Pos 480N	3	1278.4	---	697.8	---	1401.0	114.8	----	70.3	----	124.1	157.2	---	412.4	---	148.8	
		4	1284.0	467.6	---	684.1	1283.0	109.4	51.0	----	59.2	98.1	150.1	213.7	---	209.1	136.4	
		5	1136.0	406.8	523.5	636.0	1048.5	83.6	48.9	39.4	46.7	85.4	122.9	181.0	186.2	163.0	118.9	
Hexág. Externo	Sim 320N	3	1455.8	---	497.6	---	1472.5	159.0	----	154.5	----	113.9	93.8	---	122.5	---	117.8	
		4	1653.0	221.0	---	296.5	1646.1	133.2	105.9	----	115.9	137.4	88.9	123.1	---	149.0	98.7	
		5	1796.1	343.6	277.9	381.3	1583.2	122.5	136.6	70.7	100.5	111.3	80.3	85.5	122.9	90.5	84.0	
		Sim 400N	3	1820.1	---	625.2	---	1853.6	156.6	----	153.8	----	141.6	106.9	---	116.7	---	88.6
			4	2052.7	286.9	---	449.9	2075.0	155.4	128.2	----	123.9	137.2	96.2	141.6	---	149.9	101.5
			5	2250.0	425.7	337.0	455.3	2000.9	120.6	126.1	70.2	103.2	131.9	94.3	91.9	121.3	113.0	96.1
		Sim 480N	3	2184.1	---	753.5	---	2247.0	165.7	----	154.9	----	140.4	112.9	---	127.3	---	100.7
			4	2460.2	391.8	---	539.7	2488.6	160.2	104.4	----	109.8	142.1	123.3	123.5	---	147.1	121.5
			5	2719.0	495.5	398.7	534.9	2381.3	122.2	135.2	69.5	99.3	139.1	95.8	91.8	125.7	110.8	102.3
		Uni 320N	3	2690.0	---	469.1	---	303.2	162.5	----	153.4	----	148.7	122.0	---	121.1	---	92.3
			4	2920.9	417.6	---	183.0	404.0	110.5	106.6	----	124.1	137.3	81.4	163.0	---	122.3	91.3
			5	2634.0	493.6	353.1	178.0	256.7	150.0	142.1	70.8	128.0	127.8	105.0	121.0	143.0	104.7	88.9
		Uni 400N	3	3359.1	---	611.5	---	412.3	108.3	----	114.0	----	141.5	156.1	---	148.1	---	106.1
			4	3647.8	562.3	---	250.2	529.1	107.8	106.8	----	124.9	146.3	107.0	159.2	---	154.2	91.8
			5	3526.7	554.7	443.8	541.8	774.5	100.9	121.4	68.6	116.6	141.0	116.1	94.8	125.3	125.1	89.6
		Uni 480N	3	4032.4	---	744.0	---	473.9	108.3	----	112.6	----	143.5	165.0	---	171.0	---	90.8
			4	4380.0	710.5	---	281.6	646.0	105.3	133.1	----	127.5	139.4	135.0	176.1	---	154.5	104.0
			5	3962.0	753.5	540.0	308.3	417.0	108.5	122.4	110.9	120.7	117.5	201.0	120.1	130.0	98.0	91.0
		Pos 480N	3	2964.7	---	211.6	---	3019.0	158.1	----	132.7	----	139.0	191,8	---	256,2	---	198,6
			4	3318.3	394.6	---	286.0	3196.2	163.3	103.9	----	111.6	151.4	79.9	209.8	---	219.2	108.3
			5	3359.2	346.4	163.0	483.0	3108.5	156.2	107.8	130.1	102.9	133.5	164.2	171.9	190.5	133.6	106.3