

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

KAROLYN SALES FIORAVANTI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE IMPLANTES CURTOS COM DIFERENTES
TIPOS DE CONEXÕES**

**BAURU
2018**

KAROLYN SALES FIORAVANTI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE IMPLANTES CURTOS COM DIFERENTES
TIPOS DE CONEXÕES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Sagrado Coração, como parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Odontologia sob orientação do Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior.

BAURU
2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo
com ISBD

F517a	<p>Fioravanti, Karolyn Sales</p> <p>"Análise biomecânica de implantes curtos com diferentes tipos de conexões" / Karolyn Sales Fioravanti. -- 2018. 56f. : il.</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior.</p> <p>Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade do Sagrado Coração - Bauru - SP</p> <p>1. Implante dentário. 2. Tecido ósseo. 3. Estresse mecânico. I. Júnior, Joel Ferreira Santiago. II. Título.</p>
-------	---

KAROLYN SALES FIORAVANTI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE IMPLANTES CURTOS COM DIFERENTES TIPOS
DE CONEXÕES**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Sagrado Coração, como parte dos requisitos para obtenção do título de bacharel em Odontologia sob orientação do Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior.

Bauru, 27 de Novembro de 2018.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Joel Ferreira Santiago Júnior
Universidade do Sagrado Coração

Profa. Dra. Carolina Ortigosa Cunha
Universidade do Sagrado Coração

Profa. Dra. Flora Freitas Fernandes Távora
Universidade do Sagrado Coração

Dedico este trabalho de conclusão de curso primeiramente a Deus, pela sua bondade e misericórdia, por me permitir realizar esse sonho como eu almejava. Também dedico este trabalho aos meus pais, irmãos, familiares, amigos e queridos professores, os quais foram fonte de inspiração para o meu crescimento como pessoa e profissional, sempre me incentivando, acreditando no meu potencial e se alegrando com as minhas vitórias.

AGRADECIMENTOS

Neste momento, é com grande alegria que faço essa homenagem em forma de agradecimento para aqueles que foram essenciais para a conclusão desse grande sonho. **Agradeço primeiramente a Deus**, por me fortalecer, guiar e iluminar em todo o tempo o meu caminhar, proporcionando de forma especial a conclusão dessa conquista e por colocar em meu caminho durante esta jornada pessoas tão maravilhosas como as minhas amigas, professores e funcionários em que tive o privilégio de conviver durante esses 4 anos e desfrutar de momentos maravilhosos, os quais sempre me lembrarei com grande afeto.

Aos meus queridos pais, **Marcos dos santos Fioravanti e Fernanda Regina de Sales Fioravanti**, por todo empenho e dedicação, por lutarem sempre com garra, para que eu e meus irmãos tivéssemos a oportunidade de nos formarmos, de crescermos e nos desenvolvermos com dignidade e consciência. Aos meus irmãos **Renan Sales Fioravanti e Kethelyn Sales Fioravanti**, por me apoiarem, incentivarem e partilharem de momentos bons e difíceis estando sempre ao meu lado, assim como a minha linda cunhada, **Kellen Ramsdorf**, por ser amiga, pela paciência em me ouvir e ser uma pessoa tão amável, que me incentiva e acredita na realização dos meus sonhos.

Aos meus amados avós, **José Lucas Fioravanti, Tereza dos Santos Fioravanti e Luzinete Lourenço Barbosa**, por sempre desejarem o melhor em minha vida, por orarem por mim e por se alegrarem com as minhas conquistas.

A minha querida tia **Sônia de Sales Adami**, por ser companheira, por me apoiar desde a minha infância, por ser o meu exemplo de disciplina, perseverança, bondade e amor.

As minhas amigas do coração **Bruna Karoline Miranda, Luana Laurindo de Melo, Maria Luana de Souza Ramos, Adhelle Josiane Soares Frederico, Caren Augustinho do Nascimento e Maria Carolina Neves**, por me ajudarem, confiarem e partilharem momentos de amizade em diferentes etapas de minha vida, sendo como anjos em cada fase, completando e dando sentido em meu caminhar.

Ao **curso de Odontologia da Universidade do sagrado coração**, e as pessoas com quem convivi, também aos demais **familiares e amigos(as)**, que direta ou indiretamente contribuíram abrilhantando os meus dias, sendo

simpáticos, alegres, e desejando o melhor para mim, o meu sincero agradecimento e consideração.

Ao **CNPq** 128065/2016-8 por proporcionar o desenvolvimento desta experiência científica com auxílio financeiro.

Ao **grupo de pesquisa da FOA-UNESP** por contribuir com o desenvolvimento deste trabalho e a querida amiga **Izaldi Teixeira Pereira**, por me ajudar com boa disposição e atenção nas etapas em que tive dificuldade.

Aos meus admiráveis professores, Joel Ferreira Santiago Júnior, por me orientar de forma tão competente, amiga, paciente e gentil, por me proporcionar a oportunidade de realizar uma iniciação científica, de participar de umas das maiores experiências da minha vida como integrante da comissão organizadora do 11º Encontro de Prótese e Implante (GBRPI), e por todas as atividades acadêmicas a qual, eu tive o privilégio de participar e contribuir ao longo desses maravilhosos anos da graduação. À professora **Carolina Ortigosa Cunha**, por me orientar na Clínica de Reabilitadora I, por sempre me ajudar oferecendo um pouco do seu tempo sempre com boa disposição, por me socorrer em momentos na clínica quando eu solicitava e por ser uma pessoa tão humilde, amiga, alegre e competente, por preparar aulas com tamanha dedicação, slides sensacionais e ministrar com excelência suas aulas de dores orofaciais. À professora **Flora Freitas Fernandes Távora**, que em tão pouco tempo conseguiu também me cativar, com o seu jeito alegre, gentil e simpático, também por me proporcionar auxiliar nas monitorias, por acreditar no meu potencial e agregar conhecimento na minha formação. **A todos os professores** que fizeram a diferença em minha vida, o meu sincero agradecimento e admiração, **mais a vocês três principalmente**, porque além de serem excelentes profissionais, demonstraram atenção e acreditaram na minha capacidade, me incentivando, e assim conseguiram tocar o meu coração marcando a minha vida durante os momentos que vivi na graduação, os quais, eu levarei por toda a vida. **O meu eterno agradecimento a vocês, que Deus os abençoe e ilumine por onde quer que andarem, eu amo demais todos vocês!!!**

“Deleita-te também no Senhor, e ele te concederá o que deseja o teu coração”.

(Salmos 37:4)

RESUMO

Os implantes curtos podem evitar os riscos de cirurgias mais invasivas, porém estão associados a maior incidência de complicações biomecânicas quando comparados a implantes com comprimento regular. Há diferentes tipos de conexões de implante, porém não existe uma indicação correta para implantes curtos. Há necessidade de estudos que avaliem a dissipação de tensões em implantes com diferentes tipos de conexões. O objetivo desta pesquisa foi realizar uma análise da distribuição de tensões no tecido ósseo peri-implantar e estruturas associadas de implantes curtos com diferentes tipos de conexões, por meio da metodologia de elementos finitos tridimensionais. Todos os modelos propostos foram finalizados no prazo estabelecido. Destaca-se que a modelagem foi realizada utilizando os softwares InVesalius, CAD Rhinoceros 4.0, assim como SolidWorks 2016. Os softwares FEMAP 11.0 e Nastram foram utilizados para obtenção de malhas, restrições de modelo, carregamento axial e oblíquo. A análise qualitativa e quantitativa foi realizada a fim de se relatar os principais resultados. Os principais resultados indicaram que o carregamento oblíquo ampliou a área de magnitude de tensões, principalmente para os implantes de hexágono externo, $p < 0,05$. Assim, como indicaram que para o tecido ósseo as conexões internas foram superiores, quando comparadas a conexão de hexágono externo, $p < 0,05$.

Palavras-chave: Implante dentário. Tecido ósseo. Estresse mecânico.

ABSTRACT

The short implants can avoid the risks of the most invasive surgeries, however they are associated the biggest complications incidence biomecânicas when compared to implants with regular length. Be different types of connections of implant, however there is not a correct indication for short implants. There is need for studies that value the tensions waste at implants with different types of connections. The objective of this inquiry was peri carried out an analysis of the distribution of tensions in the bone cloth - to introduce and associate structures of short implants with different types of connections, through the methodology of three-dimensional finite elements. All the proposed models were finished in the established term. One detaches that the modeling was carried out using the softwares InVesalius, CAD Rhinoceros 4.0, as well as SolidWorks 2016. The softwares FEMAP 11.0 and Nastram were used for getting meshes, restrictions of model, axial and oblique load. The qualitative and quantitative analysis was carried out in order that the main results were reported. The main results indicated that the oblique load enlarged the area of magnitude of tensions, mainly for the implants of extern hexagon, $p < 0,05$. So, since they indicated that for the bone cloth the internal connections were superior, when the connection of extern hexagon was when compared, $p < 0,05$.

Keywords: Dental Implantation. Bone Tissue. Mechanical stress.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Ilustrando os diferentes tipos de conexões.....	15
Figuras 2 -7 – Fases de desenvolvimento	30
Figura 8 – Geração da malha dos elementos finitos	31
Figura 9 – Implante/Coroa. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 MPa	37
Figura 10 – Implante. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 MPa	38
Figura 11 – Parafuso. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 Mpa.....	39
Figura 12 - Cortical óssea. Tensão Máxima Principal. Escala de -1 a 1 MP Carregamento Axial.....	40
Figura 13 – Implante/Coroa. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 Mpa Carregamento Oblíquo.....	42
Figura 14 – Implante. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 Mpa. Carregamento Oblíquo	43
Figura 15 – Parafuso. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 MPa. Carregamento Oblíquo	44
Figura 16 – Cortical óssea. Tensão Máxima Principal. Escala de -5 a 5 MPa Carregamento Oblíquo.....	45

LISTA DE TABELA

Tabela 1 – Descrição dos modelos que foram utilizados neste estudo*	29
---	----

LISTA DE QUADRO

Quadro 1 – Propriedades dos Materiais.....	33
--	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CM	Cone Morse
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
PSW	Plataforma Switching
REG	Plataforma Regular
SG	Strain Gauge

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
3	OBJETIVOS	27
3.1	OBJETIVO GERAL	27
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	27
4	METODOLOGIA	28
4.1	MATERIAIS	28
4.2	DESCRIÇÃO DOS MODELOS	28
4.3	CONFECÇÃO DOS MODELOS	29
4.3.1	Coroa metalo-cerâmica	30
4.3.2	Obtenção do tecido ósseo	31
4.3.3	Implantes e componentes protéticos	32
4.4	DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS	32
5	ANÁLISE DOS RESULTADOS E ESTATÍSTICA	35
6	RESULTADOS	36
6.1.1	Implante e Coroa	36
6.1.2	Implante	37
6.1.3	Parafuso	38
6.1.4	Tecido ósseo	39
6.2	CARREGAMENTO OBLÍQUO	41
6.2.1	Implante e coroa	41
6.2.2	Implante	42
6.2.3	Parafuso	43
6.2.4	Tecido ósseo	44
7	DISCUSSÃO	47
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	49
	REFERÊNCIAS	50
	ANEXO A Relatório Estatística IC PIBIC	55

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, a Odontologia moderna tem demonstrado resultados favoráveis e previsíveis em relação a sobrevida positiva dos implantes curtos por meio de estudos científicos e análise clínica na área da implantodontia. Além dos fatores biomecânicos que são muito importantes para a longevidade dos implantes, sabe-se que a condição sistêmica e a biologia de cada indivíduo estão associadas e cooperam para o sucesso do tratamento reabilitador (CARVALHO; PELLIZZER, 2011; CEHRELI et al., 2004; MIYASHITA et al., 2016).

Outro aspecto de suma importância está relacionado a escolha do comprimento reduzido do implante dentário, o qual, em muitas situações clínicas estão Inter - relacionadas aos fatores do paciente (intensidade mastigatória exercida e quantidade/qualidade óssea), sendo a única opção e a mais ideal, porque reduz os riscos de complicações cirúrgicas relacionadas à instalação destes, evitando procedimentos de elevação do seio maxilar, enxertia óssea, lateralização do nervo alveolar inferior e morbidade, dissipando melhor as tensões geradas, diminuindo o custo e tempo do tratamento, garantindo a longevidade e a sobrevida dos implantes curtos (JAIN et al., 2016; VERRI et al., 2015).

No entanto, existem limitações e consideráveis insucessos a longo prazo, que remetem a necessidade de mais estudos com os diferentes tipos de conexões de implantes, os quais, interferem juntamente com demais fatores na osseointegração dos implantes e distribuição das tensões para o tecido ósseo (ALMEIDA et al., 2014; GOIATO et al., 2015; PELLIZZER et al., 2012).

Assim, o implante de hexágono externo (figura 1) tem sido o mais utilizado apesar de pesquisas indicarem que esta geometria apresenta maior concentração de tensões na região de plataforma de assentamento da prótese, primeiras roscas do implante e parafuso retentor da prótese (ALMEIDA et al., 2014; CARVALHO et al., 2014; MORAES et al., 2015; PELLIZZER et al., 2012).

Figura 1 – Ilustrando os diferentes tipos de conexões



Fonte: Elaborado pelos autores.

Estudos biomecânicos para a conexão cone-morse têm relatado a dissipação de tensões de forma centralizada para o longo eixo do implante, reduzindo ocorrências de fratura na região do pescoço provenientes de altas tensões na região periimplantar. (ALMEIDA et al., 2014; MORAES et al., 2013; TORCATO et al., 2015), este fator tem conferido uma estabilidade e travamento melhor para este tipo de configuração de implante e a possibilidade de maior preservação de tecido ósseo peri-implantar quando comparado aos implantes do tipo hexágono externo (GOIATO et al., 2015; MANGANO et al., 2010; MANGANO et al., 2012).

Todavia, a literatura tem indicado que a perda óssea periimplantar para implantes que apresentam uma conexão do tipo Morse ou utilizam o conceito de plataforma estreita (plataforma switching) pode ser em menor expressão quando comparada aos implantes que apresentam uma plataforma regular do tipo hexágono externo (MANGANO et al., 2015; SANTIAGO et al., 2016).

As conexões do tipo hexágono interno, também apresentam a capacidade de centralização das tensões oriundas da mastigação ao longo eixo do implante, representando assim uma vantagem de melhor efeito anti-rotacional, estabilidade e maior resistência a rotação assim como melhor distribuição de forças no tecido ósseo periimplantar quando comparado ao implante de hexágono externo, uma vez que há maior região de interface de assentamento do hexágono com a plataforma (TAKAHASHI et al., 2015). Porém, esse design possui a desvantagem concentrando as tensões no interior dos pilares e nas paredes laterais dos implantes (CARVALHO et al., 2014). Sendo assim, não há um consenso na literatura sobre os benefícios e

riscos na utilização desta conexão (CARVALHO et al., 2014; TAKAHASHI et al., 2015).

Portanto, este projeto foi estruturado em avaliar a realização de uma análise biomecânica de implantes curtos com os tipos de conexão de hexágono interno, externo e cone-Morse por meio da metodologia de elementos finitos tridimensionais. Com objetivo de se estudar qual o tipo de conexão de implante é mais eficiente na distribuição de tensões para implantes curtos. A hipótese nula deste estudo é a de que não existe diferença significativa na distribuição de tensões entre os diferentes tipos de conexões.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Pesquisadores (ALMEIDA et al., 2014) realizaram um estudo utilizando a metodologia de elementos finitos 3D e análise estatística, o qual compararam as conexões de HE e Cone Morse em diferentes angulações (0° , 17° e 30°) e a dissipação da tensão máxima principal no osso cortical em diferentes regiões (Mesial, Distal, Vestibular e Lingual). Os modelos estudados (4 x 10.0 mm) foram expostos a carregamento axial de 200 N (50 N por cúspide) e oblíquo 100N (50 N por cúspide lingual). Os resultados apontaram diferença significativa para o carregamento oblíquo e maior concentração de estresse no tecido ósseo para a conexão de HE ($P < 0,05$); onde a região de tensão máxima principal foi observada na face Vestibular ($P < 0,005$); sendo menos favoráveis ainda quando aumentou-se a angulação para 30° . Assim, conclui-se, que a conexão cone Morse neste estudo foi mais favorável.

Outro estudo publicado recentemente, os quais os autores (VERRI et al., 2015) realizaram um estudo utilizando a mesma metodologia e análise estatística, o qual compararam a conexão de hexágono interno curto, variando o tamanho da coroa (10 mm, 12,5 mm e 15 mm), a dissipação da tensão máxima principal no osso cortical em diferentes regiões de segundo molar mandibular (Mesial, Distal, Vestibular e Lingual) e o grau de microdeformação. Os 6 modelos estudados (4 x 8.5 mm), também foram submetidos a carga axial de 200 N (50 N por cúspide) e oblíquo 100N (50 N por cúspide lingual). Os autores concluíram que houve diferenças significativas: o carregamento oblíquo demonstrou ser menos favorável em relação ao axial ($p < 0,001$), exacerbando as tensões no parafuso quando associado a coroa de (15 mm) (19,17 MPa), concentrando as forças no terço cervical do implante. Analisando o tecido ósseo a relação entre tamanho da coroa – implante também sugere situação mais desfavorável de acordo com o aumento da coroa. A região de tensão máxima principal foi observada na face distal (7.125 MPa) dos modelos com coroa 15 mm – carregamento oblíquo, da mesma forma que a outra variável, microdeformação apresentou pior desempenho no tecido ósseo peri-implantar (712,52 $\mu\epsilon$) na face lingual (1,528 Mpa).

Autores (TORCATO et al., 2015) testaram por meio do método de elementos finitos as conexões de hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cone Morse (CM). Neste estudo buscava-se analisar se o tipo e a intensidade da força

apresentavam diferenças entre as geometrias. Os 3 modelos estudados (5 x 10 mm) foram carregados considerando situação de normalidade, onde para a direção axial aplicou-se 200 N e oblíquo 100 N; comparando a uma situação mastigatória parafuncional de 1.000N para axial e 500N no sentido oblíquo. Os resultados apontaram diferença significativa para os modelos em parafunção ($P < 0,001$) independente da direção do carregamento, sendo mais desfavoráveis quando associados a carga oblíqua e a conexão HE, o qual aumentaram o stress no tecido ósseo em 4 vezes ($P < 0,001$). Os autores concluíram que a conexão de HI, neste estudo relatou melhor desempenho biomecânico e não houve diferenças significativas em relação ao CM que também apresentou desempenho semelhante.

Pesquisadores (TSOUKNIDAS et al., 2015) seguindo a mesma metodologia, avaliaram o desempenho biomecânico das conexões de hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI), observando as seguintes estruturas: implante, coroa, parafuso e tipo ósseo (esponjoso e cortical). Os autores adotaram alguns parâmetros como: a influência dos níveis de reabsorção óssea (0 mm, 2mm e 4mm) correlacionando se haveria combinação de diferentes ligas metálicas utilizadas nos parafusos (titânio puro e ouro) e restaurações indiretas (níquel cromo -base e alto teor). Os 12 modelos (4x 13mm) estudados localizados na porção anterior da maxila, região do incisivo central foram submetidos apenas a carga oblíqua de 200 N em angulação de 130°. Neste estudo, todas as estruturas analisadas que apresentavam reabsorção óssea (2 e 4mm) tiveram o pior desempenho biomecânico ($P < 0,05$), principalmente quando associadas a conexão de HI e ao aumento da reabsorção do osso. Os autores avaliaram que o tipo da conexão teve um papel significativo na distribuição do estresse no parafuso de HE ($P = .00013$), o qual concentrou maiores tensões independentemente do tipo e da reabsorção óssea. Em relação a escolha da liga, houve resultados os quais foram significativos para as seguintes estruturas: implante ($P = .00013$), restauração ($P = .00013$) e tipo ósseo cortical ($P = .00033$), em que ligas de titânio puro e base-níquel cromo, demonstraram parecer mais favorável em ambas as conexões mesmo em níveis variados de reabsorção óssea.

Outro estudo realizado por pesquisadores (CAMARGOS et al., 2016) utilizaram a técnica tomográfica computadorizada de cone beam- CBCT e a metodologia de elementos finitos 3D, os quais estudaram 16 modelos (5 x 11,5 mm) da região do primeiro molar mandibular com diferentes pilares protéticos (UCLA e cônico) e tipos de conexões de (HE e HI) submetidos aos tempos cirúrgicos de carga

imediate e tardia. Neste estudo os parâmetros avaliados consideraram o tipo ósseo (cortical e trabecular), as direções das cargas oclusais de 100 N (axiais e oblíquas 45°) tendo como objetivo avaliar a tensão máxima principal e a microdeformação óssea. Os autores observaram uma diferença significativa entre os modelos de carga imediata, os quais sofreram influência segundo o tipo de pilar e conexão escolhido, ocasionando maior concentração de tensões na região periimplantar para os modelos de HE e pilares de UCLA no osso cortical em 99,82% ($p = 0,007$) e deformação óssea para a mesma associação, porém agora no osso trabecular ($p = 0.009$). Portanto, concluiu-se que para se obter uma taxa de sobrevida mais favorável em implantes imediatos é necessário uma correta análise do tipo de pilar, conexão e qualidade óssea, sendo mais positivo a escolha da geometria de HI e o pilar protético cônico, os quais diminuem e dissipam corretamente as tensões em torno e ao longo eixo do implante favorecendo a osseointegração e sucesso deste tratamento reabilitador em tempo de implantação reduzido.

Pesquisadores (TONIOLLO et al., 2016) realizaram um estudo com elementos finitos 3D, por meio do qual buscava-se a comparação biomecânica de prótese implantossuportada esplintada (SP) e não esplintada (NSP) utilizando a conexão de Cone Morse associando implantes de comprimento regular (4 x 11 mm) e curto (4 x 5 mm). Os modelos da região posterior da hemi-mandíbula esquerda, o qual envolviam os dentes 34, 35, 36, e 37 foram divididos em 8 grupos e submetidos a forças oblíquas de 365N nos molares e 200N nos pré-molares. O presente estudo concluiu aspectos positivos para ambas as situações, sendo que as próteses esplintadas diminuem as tensões na superfície do implante, no encaixe transmucoso dos pilares e na região interna da infra-estrutura, dado significativo de 350 MPa versus 600 MPa foram observados nos modelos esplintados. Contudo, constataram que, o estresse esteve ausente na região entre as conexões e as coroas nos modelos não esplintados, em comparação aos esplintados que demonstraram concentrar as tensões, sendo exacerbadas na face distal dos modelos. Outro dado relevante, foi que os modelos que utilizaram apenas implantes curtos apresentaram o melhor desempenho biomecânico comparado aos grupos de implantes regulares exclusivos e ao grupo que associava os comprimentos regulares e curtos, tanto nos modelos esplintados como não esplintados. Portanto, os modelos com comprimento reduzido apresentaram os menores valores Máximos de von Mises nos implantes e na infra-estrutura.

Existem diferentes tipos de métodos para avaliarmos a tensão gerada para o implante e suas estruturas associadas, assim como para o tecido ósseo. Dentre eles, podemos destacar a análise de elementos finitos, fotoelasticidade e strain gauge.

Essas metodologias referidas anteriormente, tem sido empregada na Odontologia e vem trazendo resultados positivos propiciando a escolha mais favorável em relação ao tipo de conexão e suas propriedades biomecânicas para cada biótipo de paciente.

Dessa forma um grupo de pesquisa (AGUIAR et al., 2012) realizou um estudo utilizando a metodologia de fotoelasticidade, onde se comparou em uma análise quantitativa a distribuição de tensões em implantes HI (hexágono interno), em três diferentes situações após instalação das próteses dentárias cimentadas ou parafusadas. Constataram que, a distribuição das tensões aplicadas estáticas de 5 kgf e 10 kgf foram minimizadas sobre as próteses cimentadas quando comparadas as próteses parafusadas, e semelhantes em torno dos implantes quando aplicadas simultaneamente sobre ambas.

Outro estudo no mesmo grupo de pesquisa (AGUIAR et al., 2013) apresentou um projeto utilizando a mesma metodologia, em que foram comparados dois modelos, os quais apresentavam a conexão de HI, em ambos os modelos as forças oclusais foram aplicadas. A diferença entre os modelos foi representada pela presença ou ausência do contato disto-proximal com o segundo molar mandibular. Verificou-se que, independente da força aplicada (100 N) e (50 N) sobre ambos os modelos, a importância do contato disto-proximal favoreceu a minimização na dissipação das tensões em torno dos implantes, que suportam coroas metalocerâmicas individuais.

Pesquisadores (ZANARDI et al., 2015) buscaram comparar utilizando o método da fotoelasticidade 3 modelos HE (Hexágono Externo), HI e CM (Cone Morse), no qual, alterou-se a profundidade de inserção dos implantes, os autores indicaram que não houve diferença significativa na distribuição de tensões quando se comparou as três conexões. Porém, o grau de profundidade de instalação do implante influenciou no resultado.

Outro grupo de pesquisadores (PELLIZZER et al., 2014) observaram após estudo qualitativo utilizando a fotoelasticidade, que todos os modelos testados HI, variações do Cone Morse e HE obtiveram resultados semelhantes em relação a

intensidade do estresse no ápice e terço cervical após carregamento axial e oblíquo (150 N) a 45° sempre do lado oposto da aplicação. Todavia, os sistemas Cone Morse (STRAUMANN, BICON E AR MORSE, CONEXÃO) obtiveram menores concentrações de franjas distribuindo melhor as forças, em comparação ao HE que apresentava maior concentração de franjas seguida pela conexão de HI.

Outro projeto delineado por pesquisadores (TONELLA et al., 2011), por meio de um estudo realizado utilizando a fotoelasticidade, observaram a distribuição de tensões em 6 modelos HE, HI e Cone Morse (4.0 a 10.0 mm) nas próteses implantossuportadas unitárias e parciais de 3 elementos parafusadas, expostos a carregamento axial e oblíquo de 100 N (45°). Concluíram que, após aplicação axial para próteses parciais o HI obteve menor concentração de franjas, logo, foi a conexão que obteve melhor desempenho. Porém, nas próteses unitárias foi a conexão Morse que obteve os melhores resultados. Em relação a aplicação oblíqua, não houve diferenças significativas entre os modelos, contudo, aumentou-se a concentração de franjas comparado a força axial.

Outro estudo realizado no mesmo grupo de pesquisa (TONELLA, et al., 2011), utilizou também a metodologia de fotoelasticidade, neste projeto testaram as conexões HE, HI e Cone Morse (4.0 a 10.0 mm) quanto a distribuição de tensão em próteses de 3 elementos cimentadas e parafusadas. As forças axiais e oblíquas foram aplicadas na face oclusal dos 6 modelos com intensidade de 100 N (45°). Os resultados sugerem melhor desempenho biomecânico para a geometria HI em ambos os sistemas de retenção, devido a menor concentração de franjas. Porém, o aumento da carga oblíqua foi evidente quando comparado ao carregamento axial em todos os modelos, bem como melhor desempenho de todas as conexões em próteses cimentadas do que parafusadas.

Em estudo recente autores (GOIATO et al., 2013) estudaram por meio da metodologia de fotoelasticidade a distribuição de tensões em próteses parafusadas de 3 elementos e coroa unitária, utilizando os sistemas HE e Cone Morse em 4 grupos. O estudo comprovou que, após carregamento axial de 100 N sobre o longo eixo da superfície oclusal, o grupo CM – coroa unitária obteve menor concentração de franjas do que no grupo HE – coroa unitária. Porém, quando analisados os grupos de 3 elementos, a menor concentração de franjas foi observada no grupo HE - 3 elementos. Em relação a aplicação oblíqua (45°), foi observada semelhança dos resultados em todos os grupos, e maior concentração do que no carregamento axial.

Todavia, não houve diferença significativa em relação ao tipo de encaixe implante-pilar, nessa pesquisa.

Pesquisadores em estudo de revisão sistemática (GOIATO et al., 2015) analisaram a partir de uma revisão sistemática se o tipo de implante HI era mais eficiente em comparação ao HE, relatou-se que a literatura carece de mais estudos clínicos, porém, existe uma diferença entre os modelos, favorecendo a conexão HI pelo melhor desempenho biomecânico e estético e menor reabsorção da crista óssea, fator fundamental para longevidade do tratamento reabilitador. Em contrapartida, resultados mais satisfatórios foram encontrados para Cone Morse, devido seu potencial de vedação dos fluídos provenientes ao meio oral e de sua estabilidade, sendo muito bem indicados em áreas estéticas e resultando em maior taxa de sobrevida.

A partir de revisão sistemática mais atual, um grupo de autores (MACEDO et al., 2016) relataram que o modelo Cone Morse associado a plataforma reduzida possibilita menor reabsorção óssea em torno do implante e favorece a preservação do periodonto adjacente, beneficiando o aumento da taxa de sobrevida neste grupo, porém, afirma que a literatura é escassa e mais estudos são necessários para comprovação clínica a longo prazo.

Pesquisadores (FREITAS-JUNIOR et al., 2012) realizaram um estudo utilizando a metodologia de elementos finitos 3 D, avaliaram 4 modelos de conexão (HE- REG ; HE- PSW; HI- REG; HI- PSW), expostos a estresse em 50.000 ciclos sob carregamento (300 N) e angulação de 30°. Tal experimento, constatou que houve diferença significativa entre os modelos HE, relatando taxa de sobrevida de 93% para plataforma regular. Já em comparação ao grupo HI não houve diferença significativa, e foi observado melhor desempenho dessa conexão independente do diâmetro escolhido. Porém, concluíram que se fossem submetidos a carga de 210 N, 99 a 100% dos 84 espécimes avaliados sobreviveriam.

Outro grupo de pesquisa (HANAOKA et al., 2014) utilizando o mesmo método buscaram comparar as geometrias Cone Morse e HI instalados na região de 1º molar maxilar, a fim de comprovar a hipótese de interferência na dissipação de forças nos tipos ósseos (cortical e trabecular). Neste estudo as forças aplicadas foram de 100 N (axial) e 50 N (oblíquo – 45°). Concluiu-se que os dois sistemas (4,0 x 10,0 mm) obtiveram resistência à tração abaixo do limite fisiológico aceitável na região do pescoço em direção aos tecidos ósseos (cortical e trabecular) nos sentido

distal e vestíbulo lingual. E que a geometria CM por estar instalada 1 mm abaixo do osso cortical, resultou em maior tração do que compressão quando comparado ao HI, o que favorece positivamente a sobrevida em implantes curtos. Concluindo que, o sentido do carregamento influenciou na resistência a tração final e escala von Mises, aumentando as tensões em ambos os modelos quando submetidos a carga oblíqua.

Em estudo de elementos finitos 3D, (TAKAHASHI et al., 2015) avaliaram as diferentes conexões em próteses implantossuportadas parciais, onde forças oblíquas, oclusais e axiais variando de 180 N e 280 N foram aplicadas sobre os pré-molares e primeiro molar mandibular. Tais modelos apresentavam mesmo diâmetro e comprimento (4.1 mm x 11 mm). Dentre os parâmetros observados o tipo ósseo, pilar protético e parafuso protético apresentaram divergências nos resultados. Constatou-se que, para o carregamento axial, houve maior valor de tensão na cortical óssea para a conexão HI em relação ao HE e Cone Morse. Todavia, para a aplicação oblíqua no osso trabecular a geometria Cone Morse apresentou o menor valor de tensão quando comparado aos hexágonos que obtiveram resultados semelhantes. Entretanto, no carregamento oblíquo, o modelo HI apresentou menor concentração de tensão para os implantes, pilares protéticos e parafuso protético ao contrário do Cone Morse. Contudo, relatou-se que as conexões internas se sobressaíram quando comparadas as conexões HE e que a força oblíqua interfere negativamente comparada a axial na sobrevida dos implantes.

Pesquisadores (BORIE et al., 2016) analisaram dois modelos de tratamentos com as conexões HE e Cone Morse (4.0 e 3.75 x 8.5 e 10.0 mm) por meio da metodologia de elementos finitos. Os critérios observados nas conexões foram: comprimento, diâmetro, angulação e o material de revestimento dos implantes instalados na região anterior da maxila. Neste experimento, forças de 150 N foram aplicadas em angulação de 45° e de 37,5 N no longo eixo dos quatro incisivos. Verificou-se que implantes de maior diâmetro (4.0 mm prótese cantilever), para ambas as formas geométricas apresentaram diminuição de tensão e compressão em relação aos implantes de menor diâmetro (3.75 mm prótese convencional). Outra diferença foi encontrada, de acordo com o tipo de material utilizado, onde a metalocerâmica apresentou melhor desempenho comparado a resina acrílica em todos os grupos, exceto para o HE (3.75 x 8.5 e 10.0 mm). Vale ressaltar ainda, que a diferença significativa foi em relação ao tipo de conexão, no qual, a conexão Morse

obteve menores níveis de tensão dissipadas ao tecido ósseo, porém, quando os implantes apresentam maior comprimento as tensões aumentam. Apesar dos implantes de menor diâmetro relatar maior stress, o estudo comprovou que não houve diferenças relevantes dos aspectos biomecânicos entre os grupos, todavia, o tipo ósseo cortical dissipou melhor o stress em relação ao trabecular.

Recentemente, autores (SANTIAGO JUNIOR et al., 2016) avaliaram com a mesma metodologia 12 modelos de implantes (5.0 x 10.0 mm) expostos a carregamento axial (200N) e oblíquo (100N) da região de segundo molar mandibular. Neste estudo avaliou-se os seguintes critérios: diferenças entre as conexões HE e Cone Morse segundo o diâmetro da plataforma, tipos de superfície, e qualidade óssea. Assim, os autores concluíram que a carga oblíqua acentuou os resultados no osso cortical, para tensão e microdeformação em relação ao carregamento axial de todos os modelos. Por meio da análise estatística segundo a distribuição de tensão, a geometria Cone Morse desempenhou-se melhor biomecanicamente, seguido do HE - plataforma Switching e HE plataforma regular, independente da qualidade óssea (III ou IV). Em relação a análise de deformação óssea, a conexão Morse continuou mais favorável, contudo houve diferença significativa ($p < 0,05$) para HE plataforma switching quando comparada ao HE regular. De acordo, com a qualidade óssea, o tipo III demonstrou melhor desempenho na dissipação das tensões em ambos os carregamentos, assim como, menor microdeformação. Concluíram também, que a superfície tratada provocou maior tensão no osso cortical do que nos modelos usinados, no entanto, a geometria Cone Morse permaneceu mais favorável em ambos os tipos de superfície.

Vários estudos têm sido realizados, a fim, de chegarmos a um consenso sobre qual geometria é a mais indicada, de acordo com o ponto de vista biomecânico na área da implantodontia. Assim, a técnica strain gauge (SG) tem sido bastante explorada com o objetivo de testar a resistência dos implantes associado a preservação da qualidade óssea. Estudo de revisão tem demonstrado que novos estudos são necessários para o contínuo entendimento dos aspectos biomecânicos associados ao aperfeiçoamento na clínica odontológica (PITA et al., 2011).

Assim, autores (NISHIOKA et al., 2009) avaliaram 4 modelos por meio da metodologia de strain gauge (SG) in vitro, no qual, foram testados implantes com as conexões HE e HI (3.75 x 13.0 mm) suportados por próteses parciais. Tais modelos foram submetidos a uma força de torque (10 N.cm) por 4 vezes durante 5 minutos.

Constatou-se que, não houve diferença quanto ao posicionamento dos implantes, em diferentes posicionamentos ($p= 0.7483 > 0,05$). Entretanto, houve diferença significativa em relação ao designer, onde o HI apresentou maiores valores de deformação ($p = 0,0210 < 0,05$).

Em estudo mais recente o mesmo grupo de pesquisa (NISHIOKA et al., 2011), identificaram utilizando o mesmo método que próteses implantossuportadas sob modelos de implantes Cone Morse, HE e HI quando submetidos a força de aperto de (10 N.cm) nos 4 modelos SG, apresentaram diferenças significativa de $p < 0.05$ em relação ao tipo de conexão. Contudo, sob o aspecto posicionamento deslocado ou reto (configuração offset), os resultados não foram relevantes. Constatou-se, que o HI e Cone Morse não reduziram a deformação em torno dos implantes.

Outros autores (TRISI et al., 2013) também buscaram por meio do método strain gauge associação entre modelos HI observando os seguintes aspectos: densidade óssea, estabilidade primária e torque de inserção com as microdeformações. Neste experimento in vitro, 150 implantes foram instalados em osso bovino de proporções (4.5 x 10.0 mm), os autores relataram diferenças significativas para o tipo ósseo macio, quando estes foram submetidos a maiores tensões laterais (25 N foi aplicada a 10 mm da crista óssea por 5x durante 2 segundos). Os resultados comprovaram a melhora na estabilidade e diminuição da reabsorção entre implante e osso. Porém, o tipo ósseo médio e duro não apresentou em suma diferença na intensidade do torque em comparação ao osso macio. Assim constataram que, o limiar de 45 N/cm é aceitável sendo para o carregamento imediato uma boa conduta para os três tipos de densidade óssea.

Outro grupo de pesquisadores (PITA et al., 2011) realizaram uma revisão de literatura referente as geometrias HE, HI e Cone Morse, com o objetivo de relatar qual conexão era a mais favorável em comparação a plataforma reduzida. Concluiu-se que é necessário um correto planejamento e todas apresentam vantagens e desvantagens. Sendo o HE mais indicado em casos de 2 tempos cirúrgicos e próteses parciais, ao contrário do HI, mais indicado em único estágio cirúrgico e em próteses unitárias. O HE é de fácil instalação, compatível com diversos componentes protéticos, mas após implantação apresenta maior taxa de reabsorção óssea quando comparado ao HI e Cone Morse. Já o HI, é bem indicado em situações de espaço reduzido, porque dissipa melhor as tensões oblíquas ao redor dos implantes,

promove melhor retenção e estabilidade propiciando menor fratura e longevidade do tratamento reabilitador, como a conexão Cone Morse, que é um sistema no qual propicia a criação de uma maior espessura de tecido mole em torno do pescoço do pilar protético, mesmo em condições onde o biótipo gengival for desfavorável, mas tem a limitação da angulação e custo mais elevado em relação as demais conexões. Portanto, um protocolo clínico é fundamental para a escolha do sistema.

3 OBJETIVOS

Os objetivos da pesquisa, estão explicitados abaixo.

3.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral desta pesquisa foi realizar uma análise da distribuição de tensões em implantes curtos com diferentes tipos de conexões utilizando a metodologia de elementos finitos tridimensionais. Esta ação foi concretizada (Agosto/2016 a Julho/2017).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Além disso, a pesquisa apresentou os objetivos específicos avaliando nos modelos de implantes:

- a) se o implante do tipo hexágono externo curto apresenta maior concentração de tensões nas estruturas de prótese implantossuportada, implante e tecido ósseo, quando comparado com os implantes do tipo Cone Morse e Hexágono Interno.
- b) analisar se o parafuso, pilar protético, da prótese implantossuportada de implantes curtos de hexágono externo, apresentam maior área de concentração de tensão quando comparado a implantes curto de hexágono interno e cone Morse (principal foco do trabalho);
- c) aplicar uma análise descritiva qualitativa e análise estatística dos dados coletados em relação aos diferentes grupos analisados, conforme trabalhos recentemente publicados (ALMEIDA et al., 2014; RAMOS VERRI et al., 2015).

4 METODOLOGIA

A metodologia está detalhada abaixo.

4.1 MATERIAIS

Para a execução desta metodologia, foram utilizados os seguintes materiais:

- a) computador (Opteron 64, duplo núcleo, 16 GB de memória Ram, 1 TB de HD);
- b) scanner 3D(Roland);
- c) InVesalius 3.0 (CTI, São Paulo, Brasil);
- d) programas de desenho assistido: Rhinoceros 3D 4.0 (NURBS Modeling for Windows, EUA) e Solidworks 2016 (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA);
- e) programa de elementos finitos Nastran 10.0 (Noran Engineering, Inc, EUA) e FEMAP 11 (Siemens PLM Software, Plano, Texas, EUA);
- f) resina acrílica Ortoclass, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil;
- g) segundo molar mandibular artificial de manequim odontológico;
- h) delineador Bio-art B2 (Equipamentos odontológicos LTDA, Brasil).

4.2. DESCRIÇÃO DOS MODELOS

Para o estudo foram elaborados 6 modelos divididos em dois carregamentos axial (0°) e oblíquo (45°), conforme especificado no quadro 1. Cada modelo representou uma seção de osso da região do segundo molar mandibular, na forma de um bloco de osso esponjoso e cortical com a presença de apenas um implante (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, São Paulo, Brasil). Os grupos foram divididos conforme o tipo de conexão implante-componente protético, que são dos tipos hexágono externo, hexágono interno e cone morse (Conexão Master Screw, São Paulo, Brasil) de 3,75 mm de diâmetro, com o comprimento de 8,5 mm, e com coroa metalo-cerâmica (segundo molar mandibular) de tipo parafusada para HE e HI e cimentada para CM. As características das estruturas de suporte e da coroa metalocerâmica foram constantes, com variação apenas da plataforma de

assentamento do pilar protético (CM: Cone-Morse; HI: Hexágono Interno; HE: Hexágono Externo).

Tabela 1 - Descrição dos modelos que foram utilizados neste estudo*

Modelo	Carregamento	Diâmetro		Descrição
1	Axial	3,75 x 8,5	HE	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica parafusada, plataforma de assentamento da prótese do tipo regular.
2		3,75 x 8,5	CM	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica cimentada.
3		3,75 x 8,5	HI	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica parafusada
4	Oblíquo	3,75 x 8,5	HE	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica parafusada, plataforma de assentamento da prótese do tipo regular.
5		3,75 x 8,5	CM	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica cimentada.
6		3,75 x 8,5	HI	Implante unitário com coroa metalo-cerâmica parafusada

Nota: *A inserção do grupo de implantes 3,75 x 8,5 mm de hexágono externo atua como um controle negativo, tendo em vista que a literatura indica como resultados mais prejudiciais para o sistema (SANTIAGO JUNIOR et al. 2013; PELLIZZER et al., 2012). Os grupos com implantes com conexão: Hexágono interno, Cone Morse foram objeto de estudo.

Fonte: Elaborado pelos autores.

4.3 CONFECÇÃO DOS MODELOS

Cada fase da modelagem foi descrita separadamente. Basicamente, os programas InVesalius, SolidWorks e Rhinoceros 3D 3.0 permitiu a edição de modelos buscando reproduzir detalhes de superfícies dentro de um padrão de fidelidade elevada e complexidade possível para a execução da técnica de elementos finitos.

4.3.1 Coroa metalo-cerâmica

A superfície externa da coroa metalocerâmica parafusada foi obtida a partir da digitalização de uma coroa do segundo molar inferior artificial, a qual foi inserida em um bloco de resina acrílica autopolimerizável incolor (ORTOCLASS, ARTIGOS ODONTOLÓGICOS CLÁSSICO, SÃO PAULO, BRASIL) com auxílio de um delineador Bio-art B2 (EQUIPAMENTOS ODONTOLÓGICOS LTDA, BRASIL) para manter a posição do dente no seu longo eixo dentro do bloco de resina acrílica durante sua polimerização. (Figura 2). Obtendo-se um bloco de resina incolor com o dente artificial exposto a partir da coroa (Figura 3) foi escaneado por meio do Scanner 3D (Roland), para elaboração do modelo de sua superfície externa (Figuras 4), que foi acabada e simplificada no software Rhinoceros 4.0 (Figuras 5 e 6). Este modelo de superfície foi incorporado nos componentes dos implantes, conforme descrição posterior, procurando simular as dimensões reais da estrutura metálica e da porcelana de uma coroa metalo-cerâmica (Fig. 7). As imagens das figuras 2 a 7 são ilustrativas (FALCON-ANTENUCCI et al., 2010), provenientes de trabalhos realizados pelo grupo de pesquisa em Elementos finitos Tridimensionais da UNESP/Araçatuba e USC.

Figuras 2-7 – Fases de desenvolvimento



Fonte: Elaborado pelos autores.

4.3.2 Obtenção do tecido ósseo

Os ossos, esponjoso e cortical, foram obtidos a partir de uma recomposição de uma Tomografia Computadorizada da região de molar inferior a partir do auxílio do software Invesalius 3.0. Este software permite a recomposição de imagens 2D e reconstrução em modelo 3D para posterior exportação em formato de arquivo compatível para edição no software Rhinoceros 3D 4.0. Já neste software, a superfície externa foi simplificada e recortada na região de interesse, bem como separada uma camada externa simulando o osso cortical com 1 mm de espessura, para simular um tecido ósseo do tipo III, comumente encontrado nesta região. (LEKHOLM; ZARB, 1985) (Vide Figura 8 o aspecto final aproximado desta modelagem, já com malhas de elementos finitos discretizadas).

Figura 8 - Geração da malha dos elementos finitos



Fonte: Elaborado pelos autores.

4.3.3 Implantes e componentes protéticos

Os implantes simulados foram do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone Morse (CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, ARUJÁ, SÃO PAULO, BRASIL). Os desenhos originais de fábrica foram simplificados com auxílio do software Solidworks 2011 que possibilitou reproduzir, com fidelidade suficiente as dimensões do formato interno e externo dos implantes e seus componentes para a execução da técnica de elementos finitos. As próteses implantossuportadas foram simuladas utilizando componentes do tipo UCLA, disponível no mercado (Hexágono Externo). As próteses implantossuportadas utilizando implante Cone-Morse e hexágono interno foram modeladas com o respectivo componente do pilar protético específico para implante Cone-Morse e Hexágono Interno (CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, ARUJÁ, SÃO PAULO, BRASIL).

Após a confecção dos desenhos dos implantes e seus componentes, estes foram exportados para o programa Rhinoceros 3D 4.0 para montagem junto à coroa metalocerâmica do molar simulada e finalmente todo o conjunto foi inserido no tecido ósseo obtido anteriormente.

4.4 DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS

O método dos elementos finitos trata-se de uma técnica de interação numérica computadorizada para determinar deslocamento e fadiga, através de um modelo pré-desenhado (FARAH et al., 1988). Assim, após a confecção dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos FEMAP 11 para elaboração das malhas de elementos finitos em cada estrutura simulada (Figura 08) utilizando-se o elemento sólido tetraédrico parabólico. Além disso, foram incorporadas as propriedades mecânicas dos materiais simulados, conforme Quadro 1.

Quadro 1 - Propriedades dos Materiais

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Referências
Osso Cortical	13,7	0,30	(Sertgoz, 1997)
Osso Tipo III	1,37	0,30	(Sertgoz, 1997)
Titânio	110,000	0,35	(Benzing <i>et al.</i> , 1995)
Liga NiCr	206,000	0,33	(Anusavice e Hojjatie, 1987)
Porcelana Feldspática	82,800	0,35	(Sertgoz, 1997)
Cimento de Fosfato de Zn	22,4	0,35	(Anusavice e Hojjatie, 1987)

Fonte: Elaborado pelos autores.

A fixação dos modelos gerados foi feita em cada superfície mesial e distal do corte simulado no tecido ósseo (trabecular e cortical), em direção x , y e z . Assim, todo o restante do conjunto permaneceu sob ação das forças aplicadas e com possibilidade de movimentação e distribuição de tensões. Todos os contatos simulados foram do tipo colado, com exceção do contato entre a base do componente protético e o implante que foi do tipo justaposto.

As cargas aplicadas foram em direção axial ao longo eixo do implante, de 200N (dividida em 4 aplicações de 50N por cúspide) e oblíqua em direção oblíqua de 100N (dividida em 2 aplicações de 50N por cúspide lingual), conforme trabalhos anteriores realizados pelo grupo de pesquisa (ALMEIDA *et al.*, 2014; SANTIAGO JUNIOR *et al.*, 2013; VERRI *et al.*, 2015). As análises foram do tipo linear, com todos os materiais considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos.

A análise dos resultados foi supervisionada pelo grupo de pesquisa, que envolve as instituições USC, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, UNESP, em conjunto com a equipe de Engenheiros do Centro de Tecnologia da Informação

Renato Archer (CTI, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia) que já possui parceria com o grupo de pesquisa desde 2009.

5 ANÁLISE DOS RESULTADOS E ESTATÍSTICA

Em seguida, o problema matemático simulado foi resolvido pelo programa Nastran 10.0 e novamente exportado para o programa FEMAP 11 para visualização qualitativa por meio de mapas de tensão von Mises (aplicado para resistência estática de materiais ductéis). Eventualmente, regiões específicas internas de qualquer estrutura analisada foram detalhadas em maior aumento para se verificar variações de tensão. Tabelas e mapas de tensão foram construídos com o objetivo de interpretar melhor a biomecânica nas diferentes situações que envolvem os implantes osseointegrados. Além disso, foi realizada uma análise estatística dos dados conforme trabalhos anteriormente realizados pelo grupo (ALMEIDA et al., 2014; VERRI et al., 2015) com intuito de se estabelecer parâmetros de comparação entre os modelos estudados.

6 RESULTADOS

Os resultados estão apresentados abaixo, tanto para carga axial como oblíqua, na qual, as estruturas descritas entre parênteses foram avaliadas e comparadas (Implante e coroa; implante; parafuso/pilar protético e tecido ósseo), nos diferentes tipos de conexões (HE, HI e Cone Morse) em implantes curtos.

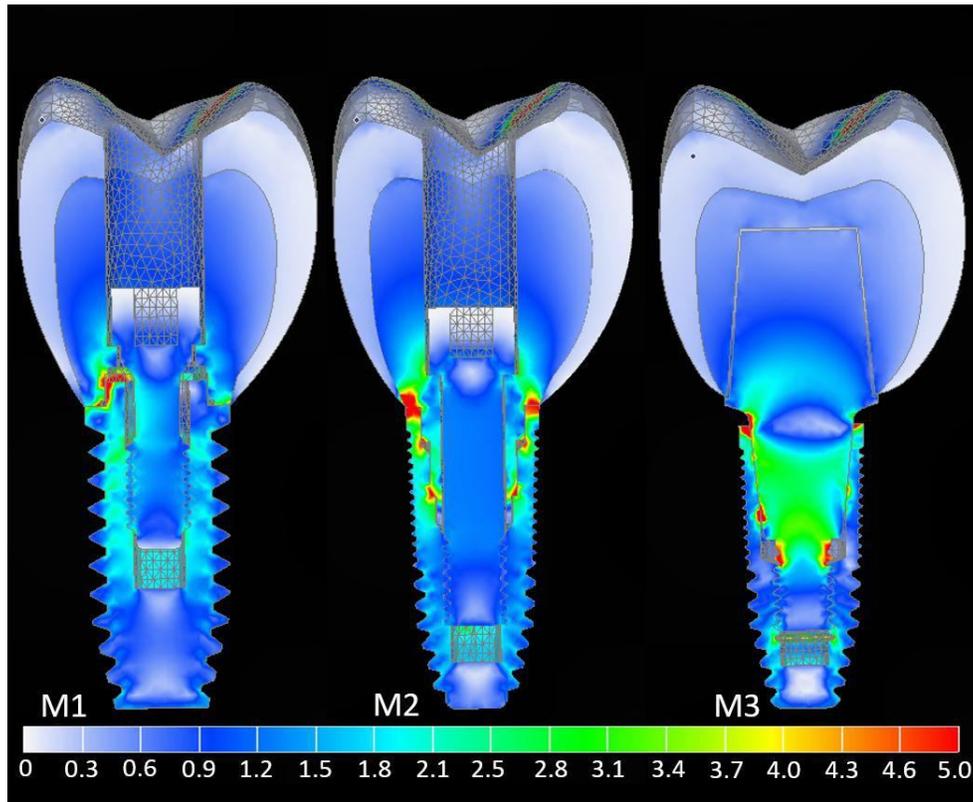
6.1 CARREGAMENTO AXIAL

O carregamento axial é uma força aplicada paralela ao longo eixo do implante.

6.1.1 Implante e Coroa

Em uma análise considerando a tensão de von Mises para os modelos M1-M3 foi observado que houve maior concentração de tensões na região de interface assentamento da prótese com o implante na faixa de 0 a 5 MPa. Cabe destacar que o implante cone Morse, apresentou maior área de concentração de tensões na região do pilar protético (porção média) na faixa de 0 a 3.7 MPa. Considerando o comprimento dos implantes, onde foi possível constatar que para o hexágono externo a maior magnitude de tensões esteve localizada da plataforma até 6ª rosca, todavia no implante de hexágono interno foi observado que a maior área de concentração de tensões esteve localizada na região de micro-roscas e há uma região de tensões na porção apical do implante, isto ocorre em maior magnitude para o implante cone Morse, conforme pode ser observado na figura 9.

Figura 9 – Implante/Coroa. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 MPa

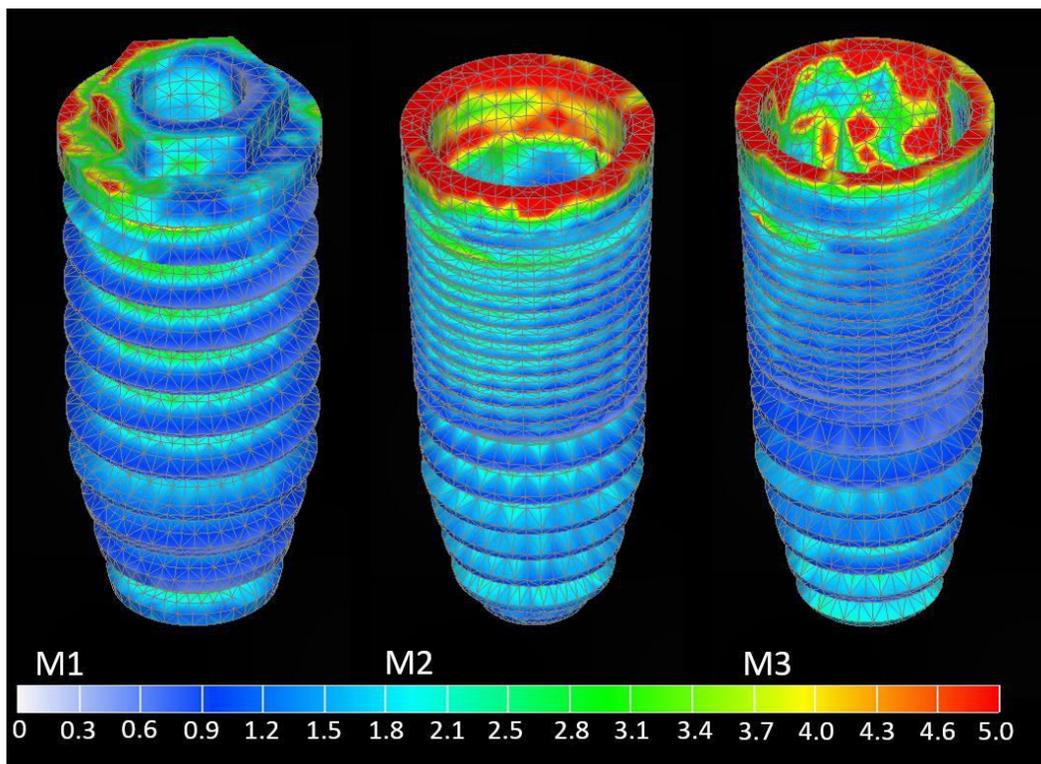


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.1.2 Implante

Em uma análise considerando somente o implante é possível realizar uma comparação das superfícies de conexão dos implantes, o qual pode ser constatado que o implante de hexágono interno apresentou a maior magnitude e área de tensões quando comparado com os demais, sendo seguido pelo implante cone Morse e hexágono externo, respectivamente, conforme figura 10.

Figura 10 – Implante. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 MPa

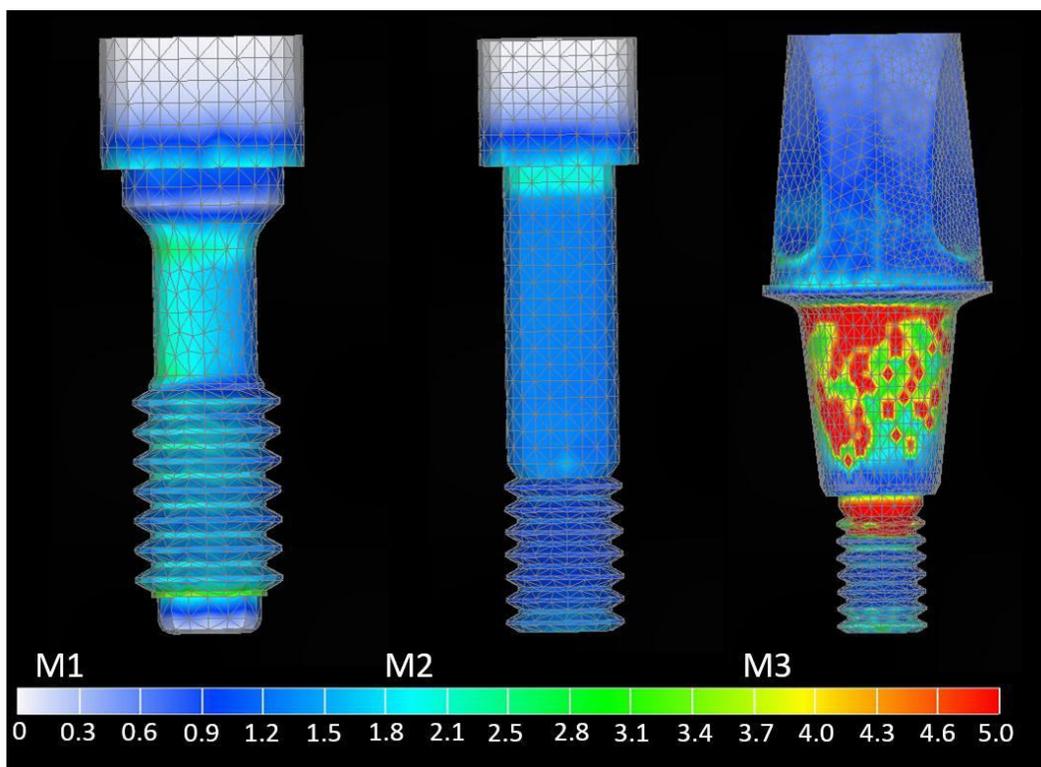


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.1.3 Parafuso

Em uma análise dos parafusos de retenção é possível constatar que o parafuso de hexágono externo apresentou maior área e concentração de tensões quando comparado ao parafuso do implante de hexágono interno. O pilar protético cone Morse foi o que apresentou a maior área e concentração de tensões quando comparado a todos os modelos na faixa de 0 a 5 MPa. Analisando o terço apical dos parafusos é possível constatar que o hexágono interno apresentou menor área e concentração de tensões quando comparado aos demais. O implante cone Morse apresentou maior concentração de tensões na região apical próxima do corpo médio quando comparado aos demais, conforme figura 11.

Figura 11 – Parafuso. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 5 MPa

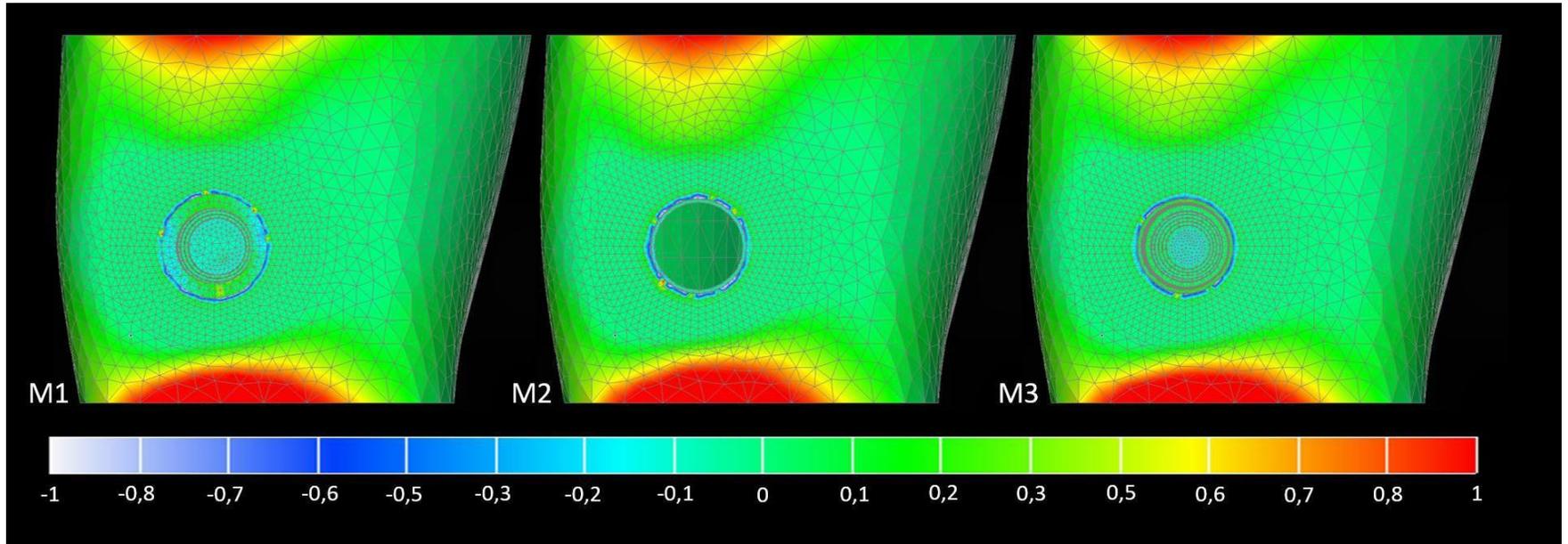


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.1.4 Tecido ósseo

Em uma análise da cortical óssea foi observado que há uma distribuição de tensões semelhante para os três modelos analisados, existindo um predomínio de tensões de compressão na faixa de -1 a -0,1 MPa. Não foi identificado regiões de tensões do tipo tração próximo das regiões peri-implantares, conforme figura 12.

Figura 12 - Cortical óssea. Tensão Máxima Principal. Escala de -1 a 1 MP. Carregamento Axial



Fonte: Elaborado pelos autores.

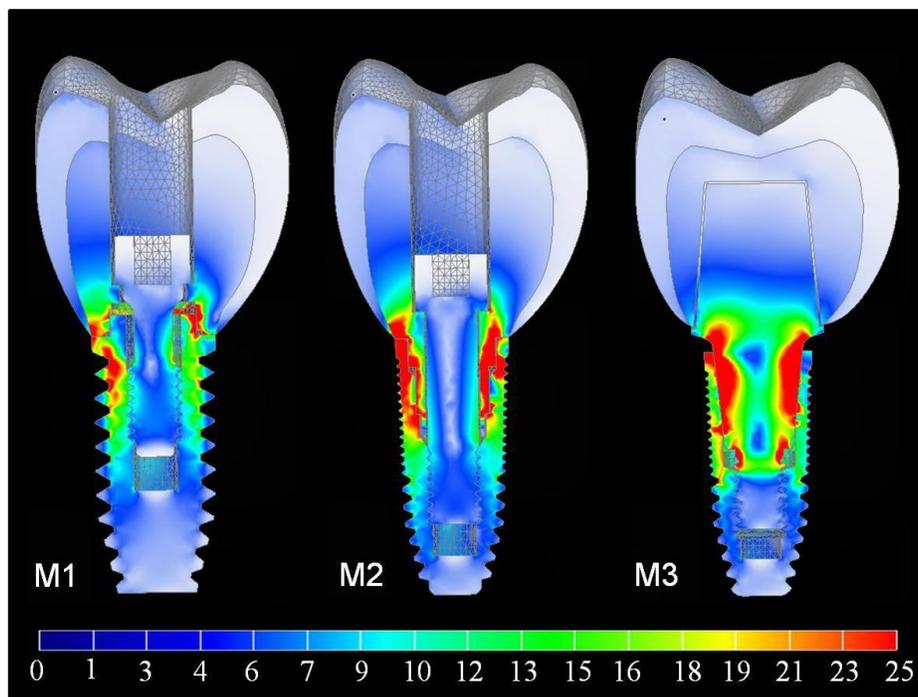
6.2 CARREGAMENTO OBLÍQUO

O carregamento oblíquo é uma força aplicada a 45° em relação ao longo eixo do implante.

6.2.1. Implante e coroa

Os modelos, sob carregamento oblíquo foram chamados de M1 (HE), M2 (HI), M3 (CM), a fim de facilitar a organização de pranchas para a publicação científica. Em uma análise do implante e da coroa, sob um carregamento oblíquo, podemos observar que o modelo hexágono externo (M1), apresentou uma maior concentração de tensões na região de assentamento da prótese implantossuportada, assim como, na região da plataforma, estendendo-se até a quarta rosca do implante. O modelo 2, obteve um padrão de distribuição de tensões semelhante ao modelo 1, porém, com uma magnitude de tensões mais acentuada, apresentando maior área de tensões na interface prótese/implante e na porção inicial do implante. Já o modelo com conexão do tipo cone Morse (M3), indicou uma maior concentração de tensões na região do pilar protético, da plataforma e no terço inicial do implante, sendo a situação mais desfavorável quando comparado aos modelos 1 e 2, conforme figura 13.

Figura 13 – Implante/Coroa. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 Mpa. Carregamento Oblíquo

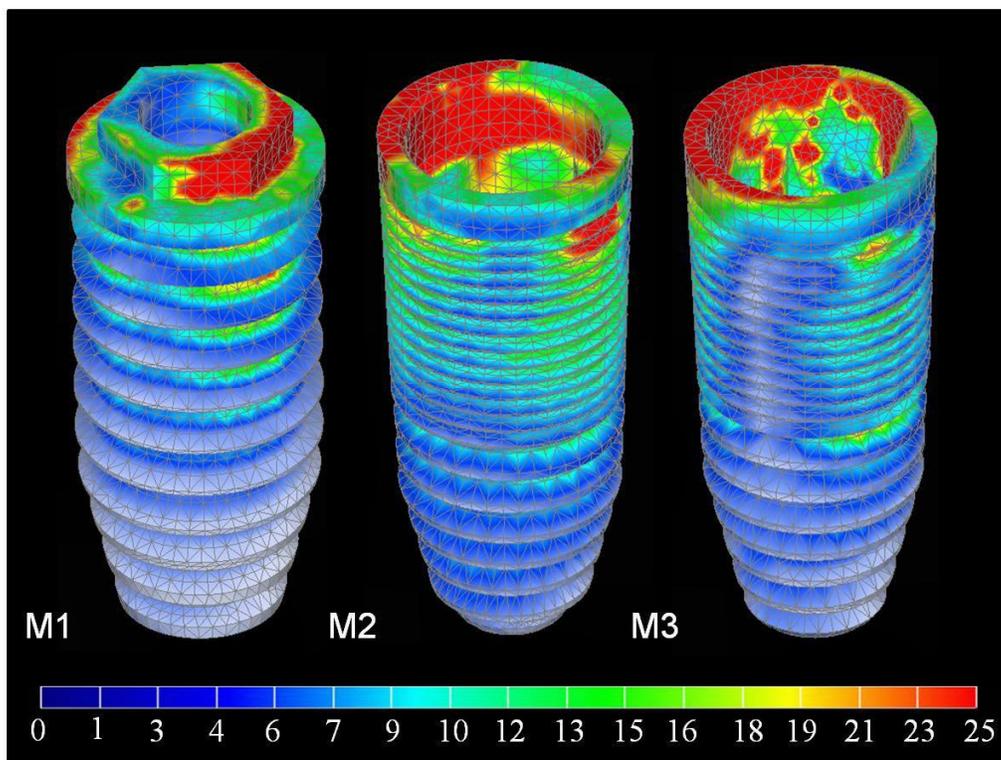


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.2.2 Implante

Em uma análise, sob condições de von Mises, podemos observar que as conexões do tipo hexágono interno (M2) e cone Morse (M3) indicaram situações bem semelhantes, apresentando uma maior concentração de tensões na região da plataforma do implante em ambos os modelos, com uma diferença não notável ou discretamente mais favorável para o modelo cone Morse. A conexão de hexágono externo (M1), apresentou a situação mais favorável quando comparados aos modelos 2 e 3, conforme figura 14.

Figura 14 – Implante. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 Mpa.
Carregamento Oblíquo

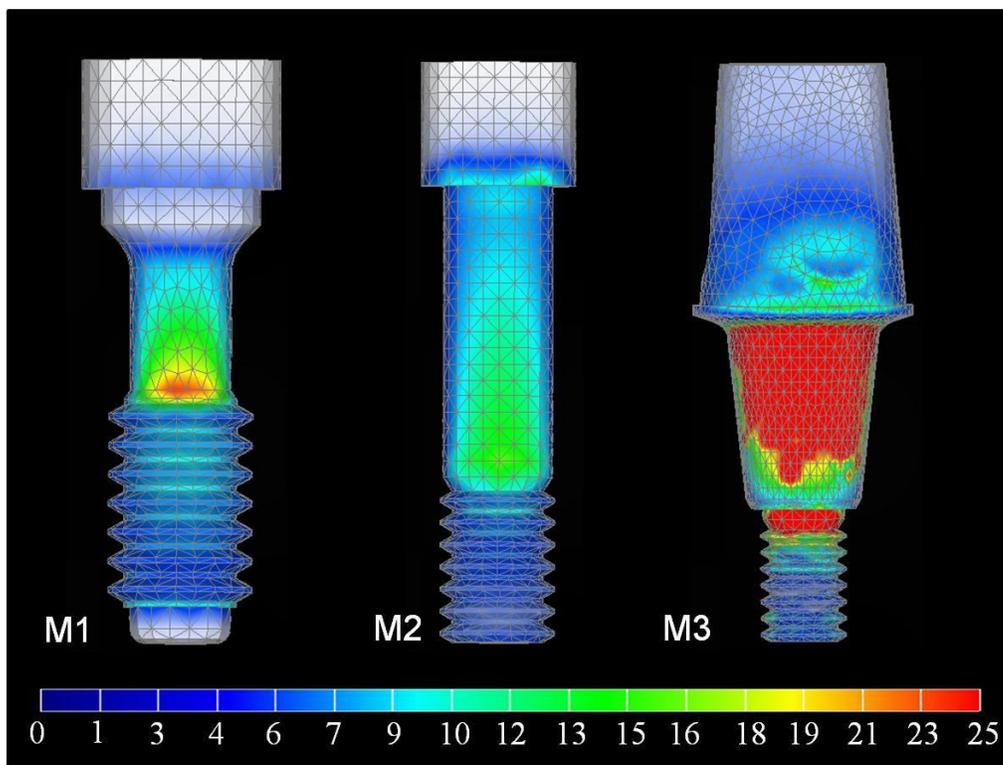


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.2.3. Parafuso

Em uma análise detalhada dos parafusos de retenção das próteses implantossuportadas, podemos notar que o parafuso de hexágono externo, apresentou uma maior concentração de tensões localizada na porção central do parafuso. O pilar protético hexágono interno apresentou uma distribuição de tensões em toda extensão do parafuso, sendo discretamente mais favorável que o parafuso de hexágono externo. O pilar protético de cone Morse, foi o que apresentou uma maior área de tensões quando comparado a todos os modelos, principalmente no terço médio e apical do parafuso, na faixa de 25 MPa, conforme figura 15.

Figura 15 – Parafuso. Tensão de von Mises. Escala de 0 a 25 MPa.
Carregamento Oblíquo

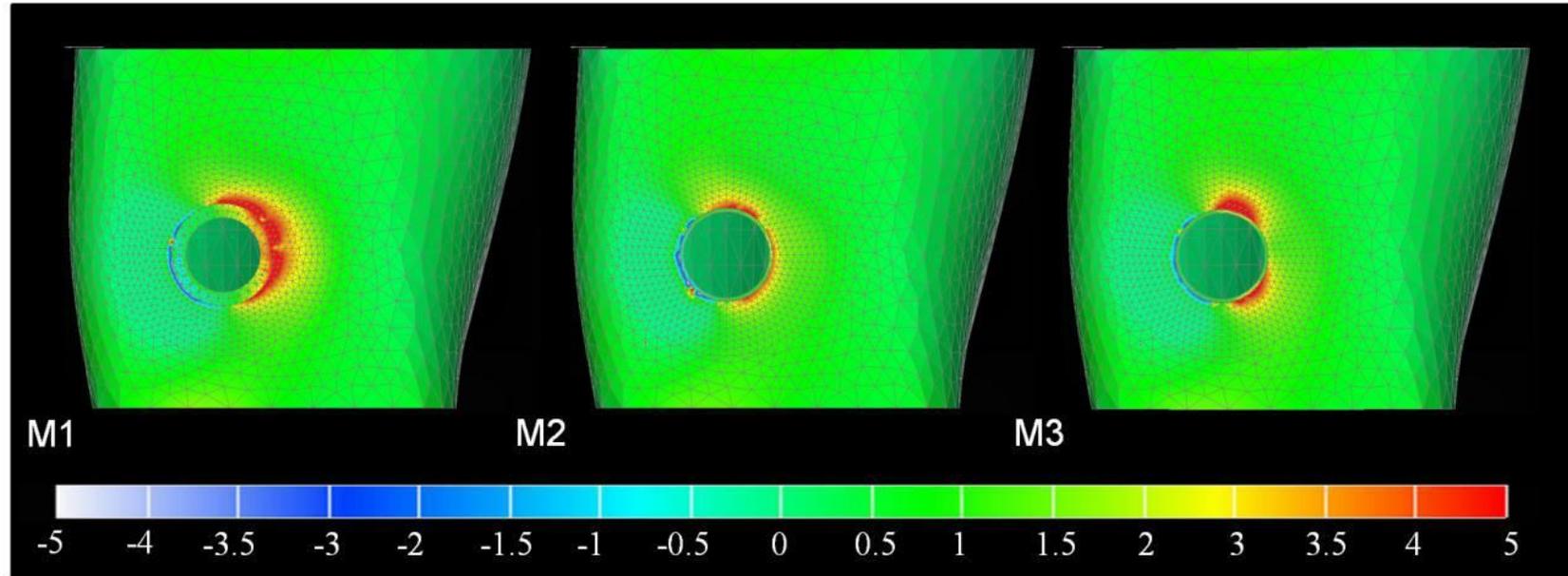


Fonte: Elaborado pelos autores.

6.2.4 Tecido ósseo

Em uma análise da cortical óssea, em uma vista superior, podemos observar que as tensões máximas principais tiveram mais localizadas ao redor da cortical óssea e semelhante em todos os modelos, em uma faixa de -5 a 5 MPa. A conexão do tipo hexágono interno indicou a situação mais satisfatória, seguido do cone Morse e por fim do hexágono externo, conforme figura 16.

Figura 16 – Cortical óssea. Tensão Máxima Principal. Escala de -5 a 5 MPa. Carregamento Obliquo



Fonte: Elaborado pelos autores.

Realizou-se uma análise específica do tecido ósseo peri-implantar, utilizando a variável tensão máxima principal, observou-se que o carregamento oblíquo ampliou a magnitude de tensões quando comparado ao carregamento axial ($p < 0,001$). Sob carregamento axial, não foi identificado diferença significativa entre as conexões, $p \geq 0,05$. Todavia, em uma avaliação do carregamento oblíquo, a conexão de hexágono externo (6,090 MPa) indicou maior magnitude de tensão peri-implantar quando comparada a conexão de hexágono interno (3,718 MPa) e cone Morse (4,874 MPa), $p < 0,001$. Para o tecido ósseo, sob carregamento oblíquo a conexão de hexágono interno apresentou a melhor dissipação de tensões, quando comparada as demais, $p < 0,001$. Estes dados podem ser também verificados na análise qualitativa expressa acima, assim como no relatório de estatística (Anexo A).

7 DISCUSSÃO

Os resultados parciais permitiram observar que a maior parte das tensões esteve localizada nas regiões de interface dos implantes e prótese implantossuportada, estes dados concordam com a literatura, indicando que a maior parte de tensões está localizada nesta região assim como indicado por estudos anteriores por meio do método de elementos finitos e fotoelasticidade, respectivamente. (SANTIAGO JUNIOR et al., 2013; PELLIZZER et al., 2014). Os resultados finais, sob condição de carregamento oblíquo, também indicaram maior concentração de tensões nas regiões de interface de prótese implantossuportadas e implante em maior magnitude.

Os dados finais para análise, sob carregamento oblíquo, confirmaram que o implante do tipo hexágono interno teve um desempenho inferior na região de plataforma (NISHIOKA et al., 2009; NISHIOKA et al., 2011). Para o tecido ósseo, a conexão de hexágono externo comportou-se de uma forma inferior quando comparada as demais. Semelhantemente, estudos recentes indicaram que a conexão de hexágono externo apresentou maior magnitude de tensões, todavia estes estudos foram realizados utilizando implantes de comprimento regular (MINATEL et al., 2017).

Por meio da análise coroa-implante para ambos os carregamentos o design de HE obteve desempenho biomecânico com menor magnitude de tensões em relação ao Cone Morse e HI, respectivamente, os quais apresentaram maior área de concentração de tensões na região cervical concordando com estudos anteriores, sendo mais prejudiciais quando associado ao aumento da coroa, porém mais favoráveis em próteses não esplintadas exclusivamente utilizando comprimento curto (VERRI et al. 2015).

Observando o carregamento axial, o implante do tipo hexágono interno teve um desempenho inferior na região de plataforma, ainda percebemos que no carregamento oblíquo esse dado permanece indicando que o HI é a pior conexão quando comparada as demais, devido a maior área de concentração e magnitude das tensões, localizadas principalmente na região peri-implantar, sendo a conexão de HE mais favorável. (NISHIOKA et al., 2009; NISHIOKA et al., 2011). Por outro lado, a literatura revela que a capacidade de absorver maiores tensões, favorece o tecido ósseo biologicamente dissipando menos tensões e evitando reabsorção

óssea acentuada comprometendo a sobrevida dos implantes. (GOIATO et al., 2015; MACEDO et al., 2016).

O pilar cone Morse apresentou a maior magnitude de tensão, de fato estudos na literatura (MINATEL et al., 2017) demonstraram que este pilar pode apresentar maior tensão quando comparado aos demais, porém estudos realizados comprovam que este modelo de conexão também dissipa menores tensões ao tecido ósseo, mas quando o comprimento do implante é maior, essa dissipação aumenta (BORIE et al., 2016), todavia cabe destacar que em nosso estudo estamos considerando o comprimento curto de implantes (8,5mm), isto permitiu evidenciar que principalmente para implantes curtos as conexões do tipo interna (Conexão Morse e de Hexágono Interno) apresentaram uma melhor distribuição de tensões para o tecido ósseo, quando comparada a conexão de hexágono externo.

Uma análise de tecido ósseo não indicou diferença significativa na comparação dos diferentes tipos de conexões, sob carregamento axial. Porém, o carregamento oblíquo indicou que implantes com conexão interna apresentaram o melhor desempenho biomecânico, acreditamos que as conexões internas apresentam um papel relevante na centralização de tensões ao longo eixo destes implantes.

Há uma dificuldade de padronização das diferentes metodologias e modelos apresentados na literatura, de fato, este assunto deve ser melhor analisado em futuras pesquisas delineando inclusive diferentes tipos de comprimento dos implantes. Todavia, é possível que o melhor embricamento na parte interna dos implantes possa explicar estes resultados.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O carregamento oblíquo indicou ser a situação mais desfavorável quando comparado aos demais.

A região de interface implante/coroa foi que apresentou maior concentração de tensões

O pilar protético cone Morse apresentou a situação biomecânica mais desfavorável quando comparada aos demais.

A conexão de hexágono interno demonstrou atuar mais favoravelmente para o tecido ósseo, sob condição de carregamento oblíquo.

REFERÊNCIAS

- AGUIAR, F. A., JR. et al. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. **J Craniofac Surg**, v. 23, n. 7 Suppl 1, p. 2019-23, Nov 2012. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0b013e3182597c09> >.
- AGUIAR JUNIOR, F. A. et al. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. **J Appl Oral Sci**, v. 21, n. 5, p. 397-402, Sep-Oct 2013. ISSN 1678-7757. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/1679-775720130049> >.
- ANUSAVICE, K. J.; HOJJATIE, B. Stress distribution in metal-ceramic crowns with a facial porcelain margin. **J Dent Res**, v. 66, n. 9, p. 1493-8, Sep 1987. ISSN 0022-0345 (Print)0022-0345. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.
- BENZING, U. R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, n. 2, p. 188-98, Mar-Apr 1995. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.
- BORIE, E. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 31, n. 1, p. 101-10, Jan-Feb 2016. ISSN 0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.4120> >.
- CAMARGOS GDE, V. et al. Prosthetic abutment influences bone biomechanical behavior of immediately loaded implants. **Braz Oral Res**, v. 30, n. 1, May 31 2016. ISSN 1806-8324. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0065> >.
- CARVALHO, M. A. et al. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent**, v. 112, n. 5, p. 1096-102, Nov 2014. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.015> >.
- CEHRELI, M.; SAHIN, S.; AKCA, K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. **J Dent**, v. 32, n. 2, p. 123-32, Feb 2004. ISSN 0300-5712 (Print)0300-5712. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.
- COELHO GOIATO, M. et al. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. **Acta Odontol Scand**, v. 71, n. 2, p. 283-8, Mar 2013. ISSN 0001-6357. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.3109/00016357.2012.672823> >.

DE FARIA ALMEIDA, D. A. et al. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. **J Periodontol**, v. 85, n. 2, p. 261-9, Feb 2014. ISSN 0022-3492. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2013.120713> >.

FALCON-ANTENUCCI, R. M. et al. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 19, n. 5, p. 381-6, Jul 2010. ISSN 1059-941x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-849X.2010.00582.x> >.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. **J Oral Rehabil**, v. 15, n. 6, p. 615-24, Nov 1988. ISSN 0305-182X (Print)0305-182X (Linking). Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

FREITAS-JUNIOR, A. C. et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. **Dent Mater**, v. 28, n. 10, p. e218-28, Oct 2012. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.05.004> >.

GOIATO, M. C. et al. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. **Oral Maxillofac Surg**, v. 19, n. 3, p. 229-42, Sep 2015. ISSN 1865-1550. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1007/s10006-015-0494-5> >.

HANAOKA, M. et al. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. **J Prosthodont**, v. 23, n. 7, p. 565-71, Oct 2014. ISSN 1059-941x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/jopr.12150> >.

JAIN, N. et al. Short Implants: New Horizon in Implant Dentistry. **J Clin Diagn Res**, v. 10, n. 9, p. Ze14-ze17, Sep 2016. ISSN 2249-782X (Print)0973-709x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.7860/jcdr/2016/21838.8550> >.

LEKHOLM, U.; ZARB, G. Patient selection and preparation. In: BRÅNEMARK PI, Z. e GEORGE, T. A. (Ed.). **Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry**. Chicago, 1985. p.199-209.

MACEDO, J. P. et al. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. **Eur J Dent**, v. 10, n. 1, p. 148-54, Jan-Mar 2016. ISSN 1305-7456 (Print). Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.4103/1305-7456.175677> >.

MANGANO, C. et al. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. **Clin Oral Implants Res**, v. 26, n. 10, p. 1229-36, Oct 2015. ISSN 0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/clr.12439> >.

MANGANO C, MANGANO F, PIATTELLI A, IEZZI G, MANGANO A, LA COLLA L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth Morse taper-connection implants: a multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 25, n. 2, p. 394-400, Mar-Apr 2010. ISSN 0882-2786 (Print)0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

MANGANO, F. et al. Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation. **Clin Oral Implants Res**, v. 23, n. 11, p. 1302-7, Nov 2012. ISSN 0905-7161. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02307.x> >.

MINATEL, L. et al. Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported prostheses. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**, v. 71, p. 35-42, Feb 01 2017. ISSN 0928-4931. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.062> >.

MIYASHITA, E.; PELLIZZER, E. P.; KIMPARA, E. T. **Prótese Sobre Implante : Baseado em Evidências Científicas**. Nova Odessa: 2016. 608.

MORAES, S. L. et al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, v. 18, n. 7, p. 689-96, 2015. ISSN 1025-5842. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2013.820719> >.

MORAES, S. L. D. et al. **A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant Ratio on Stress Distribution**. Brazilian Dental Journal. 24: 635-641 p. 2013.

26. NISHIOKA, R. S.; DE VASCONCELLOS, L. G.; DE MELO NISHIOKA, G. N. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. **Implant Dent**, v. 20, n. 2, p. e24-32, Apr 2011. ISSN 1056-6163. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0b013e318211fce8> >.

NISHIOKA, R. S.; DE VASCONCELLOS, L. G.; DE MELO NISHIOKA, L. N. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. **Implant Dent**, v. 18, n. 6, p. 512-20, Dec 2009. ISSN 1056-6163. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/ID.0b013e3181bcc621> >.

PELLIZZER, E. P. et al. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. **J Oral Implantol**, v. 40, n. 2, p. 117-22, Apr 2014. ISSN 0160-6972 (Print)0160-6972. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-d-11-00138> >.

PELLIZZER EP, VERRI FR, FALCÓN-ANTENUCCI RM, JÚNIOR JF, DE CARVALHO PS, DE MORAES SL, NORITOMI PY. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. **J Oral Implantol**, v. 38, n. 5, p. 587-94, Oct 2012. ISSN 0160-6972 (Print)0160-6972. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-d-10-00041> >.

PERRI DE CARVALHO, P. S.; PELLIZZER, E. **Fundamentos em Implantodontia Uma visão Contemporânea**. 1. São Paulo: Quintessence, 2011. 502.

PITA, M. S. et al. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofac Surg**, v. 22, n. 6, p. 2327-31, Nov 2011. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0b013e318232a706> >.

RAMOS VERRI, F. et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. **J Biomech**, v. 48, n. 1, p. 138-45, Jan 2 2015. ISSN 1873-2380 (Electronic)0021-9290 (Linking). Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.021> >.

SANTIAGO, J. F. J. et al. Platform-switching implants and bone preservation: a systematic review and meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 45, n. 3, p. 332-345, Mar 2016. ISSN 0901-5027. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2015.11.009> >.

SANTIAGO JUNIOR, J. F. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types ☆. v. 63, p. 292–300, 1 June 2016 2016. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.02.061> >.

SANTIAGO JUNIOR, J. F. et al. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**, v. 33, n. 8, p. 4700-14, Dec 1 2013. ISSN 0928-4931. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2013.07.027> >.

SERTGOZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p. 19-27, Jan-Feb 1997. ISSN 0893-2174 (Print)0893-2174. Disponível em: < <http://dx.doi.org/> >.

SEVIMAY, M. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 3, p. 227-34, Mar 2005. ISSN 0022-3913 (Print)0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.12.019> >.

TAKAHASHI, J. M. et al. Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. **J Oral Implantol**, v. 41, n. 2, p. 133-7, Apr 2015. ISSN 0160-6972. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1563/aid-joi-d-11-00205> >.

TONELLA, B. P. et al. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. **J Craniofac Surg**, v. 22, n. 6, p. 2060-3, Nov 2011. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0b013e3182319812> >.

TONELLA BP, PELLIZZER EP, FERRAÇO R, FALCÓN-ANTENUCCI RM, CARVALHO PS, GOIATO MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. **J Oral Implantol**,

v. 37, n. 4, p. 401-10, Aug 2011. ISSN 0160-6972 (Print)0160-6972. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-d-10-00044> >.

TONIOLLO, M. B. et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis Surface Stress Distribution on Regular and Short Morse Taper Implants Generated by Splinted and Nonsplinted Prostheses in the Rehabilitation of Various Bony Ridges. **J Craniofac Surg**, v. 27, n. 3, p. e276-80, May 2016. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/scs.0000000000002520> >.

TORCATO, L. B. et al. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. **J Prosthet Dent**, Jul 14 2015. ISSN 0022-3913. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.018> >.

TRISI, P. et al. Primary stability, insertion torque, and bone density of conical implants with internal hexagon: is there a relationship? **J Craniofac Surg**, v. 24, n. 3, p. 841-4, May 2013. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/SCS.0b013e31827c9e01> >.

TSOUKNIDAS, A. et al. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 30, n. 3, p. e30-42, May-Jun 2015. ISSN 0882-2786. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.3814> >.

VERRI, F. R. et al. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**, v. 45, p. 234-40, Dec 2014. ISSN 0928-4931. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2014.09.005> >.

RAMOS VERRI F, SANTIAGO JUNIOR JF, DE FARIA ALMEIDA DA, DE OLIVEIRA GB, DE SOUZA BATISTA VE, MARQUES HONÓRIO H, NORITOMI PY, PELLIZZER EP. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 1, p. 138-145, JAN 2 2015 2015. ISSN 0021-9290;1873-2380.

ZANARDI, P. R. et al. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. **J Craniofac Surg**, v. 26, n. 7, p. 2163-6, Oct 2015. ISSN 1049-2275. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1097/scs.0000000000002119> >.

ANEXO A

Relatório Estatística IC PIBIC

Two Way Analysis of Variance

terça-feira, agosto 15, 2017, 22:46:43

Data source: Data 1 in Notebook3

Balanced Design

Dependent Variable: TMP

Normality Test (Shapiro-Wilk) Failed (P < 0,050)

Equal Variance Test: Failed (P < 0,050)

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Conexão	2	65,476	32,738	102,161	<0,001
Carregamento	1	1719,714	1719,714	5366,416	<0,001
Conexão x Carregamento	2	75,473	37,737	117,758	<0,001
Residual	294	94,215	0,320		
Total	299	1954,879	6,538		

Main effects cannot be properly interpreted if significant interaction is determined. This is because the size of a factor's effect depends upon the level of the other factor.

The effect of different levels of Conexão depends on what level of Carregamento is present. There is a statistically significant interaction between Conexão and Carregamento. (P = <0,001)

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Conexão : 1,000

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Carregamento : 1,000

Power of performed test with alpha = 0,0500: for Conexão x Carregamento : 1,000

Least square means for Conexão :

Group Mean

HE 3,083

HI 1,940

CM 2,476

Std Err of LS Mean = 0,0566

Least square means for Carregamento :

Group Mean

Axial 0,105

Oblíqua 4,894

Std Err of LS Mean = 0,0462

Least square means for Conexão x Carregamento :

Group Mean

HE x Axial 0,0761

HE x Oblíqua 6,090

HI x Axial 0,161

HI x Oblíqua 3,718

CM x Axial 0,0790

CM x Oblíqua 4,874

Std Err of LS Mean = 0,0801

All Pairwise Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparisons for factor: **Conexão**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
HE vs. HI	1,144	3	20,202	<0,001	Yes
HE vs. CM	0,607	3	10,720	<0,001	Yes
CM vs. HI	0,537	3	9,483	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Carregamento**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,050
Oblíqua vs. Axial	4,788	2	103,599	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Carregamento within HE**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Oblíqua vs. Axial	6,014	2	75,121	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Carregamento within HI**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Oblíqua vs. Axial	3,557	2	44,428	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Carregamento within CM**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
Oblíqua vs. Axial	4,795	2	59,890	<0,001	Yes

Comparisons for factor: **Conexão within Axial**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
HI vs. HE	0,0850	3	1,061	0,733	No
HI vs. CM	0,0821	3	1,026	0,749	Do Not Test
CM vs. HE	0,00285	3	0,0356	1,000	Do Not Test

Comparisons for factor: **Conexão within Oblíqua**

Comparison	Diff of Means	p	q	P	P<0,05
HE vs. HI	2,372	3	29,632	<0,001	Yes
HE vs. CM	1,217	3	15,195	<0,001	Yes
CM vs. HI	1,156	3	14,436	<0,001	Yes

A result of "Do Not Test" occurs for a comparison when no significant difference is found between two means that enclose that comparison. For example, if you had four means sorted in order, and found no difference between means 4 vs. 2, then you would not test 4 vs. 3 and 3 vs. 2, but still test 4 vs. 1 and 3 vs. 1 (4 vs. 3 and 3 vs. 2 are enclosed by 4 vs. 2: 4 3 2 1). Note that not testing the enclosed means is a procedural rule, and a result of Do Not Test should be treated as if there is no significant difference between the means, even though one may appear to exist.