



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

FABRICIO MALHEIROS DE MIRANDA MONTEIRO

**EFEITO DA APLICAÇÃO DE CARGA EM COROAS DE DIFERENTES
MATERIAIS, CONFECCIONADAS SOBRE IMPLANTES UNITÁRIOS
CURTOS E COM DIFERENTES DIÂMETROS NAS DEFORMAÇÕES
DA CRISTA ÓSSEA : análise *in vitro* e *in silico***

2018

FABRICIO MALHEIROS DE MIRANDA MONTEIRO

**EFEITO DA APLICAÇÃO DE CARGA EM COROAS DE DIFERENTES
MATERIAIS, CONFECCIONADAS SOBRE IMPLANTES UNITÁRIOS CURTOS E
COM DIFERENTES DIÂMETROS NAS DEFORMAÇÕES DA CRISTA ÓSSEA :
*análise in vitro e in silico***

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

São José dos Campos

2018

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2018]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Monteiro, Fabricio Malheiros de Miranda

Efeito da aplicação de carga em coroas de diferentes materiais, confeccionadas sobre implantes unitários curtos e com diferentes diâmetros nas deformações da crista óssea : análise in vitro e in silico / Fabricio Malheiros de Miranda Monteiro. - São José dos Campos : [s.n.], 2018.
88 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2018.

Orientador: Lafayette Nogueira Junior Nogueira Junior.

1. Dissilicato de lítio. 2. Ligas de Cromo. 3. Zircônia. 4. Implantes curtos. 5. Implantes estreitos. I. Nogueira Junior, Lafayette Nogueira Junior, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

Universidade Estadual Paulista – UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos dos Campos

Prof. Dr. Dárcio Kitakawa

Universidade Brás Cubas

Mogi das Cruzes

São José dos Campos, 25 de junho de 2018.

DEDICATÓRIA

A minha esposa Cristiane Paál Monteiro, esposa, amiga, incentivadora e pilar de nossa família, que sempre esteve ao meu lado em todos os momentos, por seu apoio e paciência.

A nossa filha Gabriela Paál Monteiro, que representa todo nosso amor e sentido de nossas vidas.

Aos meus pais Silvio Monteiro e Fernandina Malheiros de Miranda Monteiro, exemplos de dedicação, amor e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior, muito obrigado pelo respeito e atenção e, também, por ter me aceitado como seu orientado do mestrado. Muito obrigado por tudo!

A minha esposa Cristiane Paál Monteiro, pelo incentivo e ajuda durante todo o meu mestrado.

Ao meu sogro Janos Paál e meu cunhado Janos Paál Neto, por toda assistência e confecção dos dispositivos que foram usados durante o meu mestrado.

A minha sogra, Gisela Schwasz Paál, (*in memoriam*), pelo carinho e amor, dedicados a mim, minha esposa e nossa filha, durante os anos em que pudemos estar juntos.

Ao Prof. Ivan Balducci, pela atenção e disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

Ao meu colega, João Paulo Mendes Tribst, que me recebeu e ajudou ativamente, durante o mestrado em meus trabalhos.

A minha colega, Aline Serrado de Pinho Barcellos, por sua ajuda no desenvolvimento do meu trabalho.

A todos os meus colegas, com quem tive o prazer de dividir a sala de aula e a clínica, durante este meu mestrado.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, por ter aberto as portas de seus laboratórios, para que eu pudesse realizar os testes de extensometria de minha dissertação.

Ao Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves e toda sua equipe: Dra. Karla Zancoppe, Dra Táis Alves dos Reis e Dra Láís Rani de Oliveira, que tornaram possível esta parceria com a FOUFU, muito obrigado por toda a atenção.

Ao Prof. Dr. Sérgio Bernardes e toda sua equipe, em nome de todos os funcionários e da NEODENT, por seu apoio e patrocínio de minha dissertação de mestrado e parceria em nossos cursos.

À empresa Exata Engenharia Industrial e Comércio pela confecção das matrizes dos corpos de prova de minha dissertação.

Ao Laboratório Joal, por sua ajuda, patrocínio e criação das coroas protéticas, utilizadas na minha dissertação de mestrado.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP

Aos Professores do Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora, pela contribuição na minha formação científica, em especial os Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior, Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges, Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra e a Profa. Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala.

Ao Prof. Tit. Marco Antonio Bottino pela oportunidade de participar do curso de mestrado da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP.

Ao Prof. Dr. Eduardo Bresciani, pela ajuda, na confecção de corpos de prova para a disciplina de TPR II e III.

À funcionária da biblioteca Renata Aparecida Couto Martins que me ajudou na formatação de minha dissertação.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE QUADROS.....	12
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	14
RESUMO	15
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Implantes	19
2.2 Materiais.....	34
2.3 Biomecânica	36
2.4 Perdas Dentárias	42
3 PROPOSIÇÃO	45
4 MATERIAL E MÉTODOS	46
4.1 Análise por Elementos Finitos	46
4.1.1 Obtenção do Desenho Tridimensional	46
4.1.2 Processamento da Análise por Elementos Finitos	48
4.2 Análise de Extensometria	51
4.2.1 Instalação dos Implantes e dos Pilares Protéticos	51
4.2.2 Obtenção do Bloco de Poliuretano	55
4.2.3 Confecção das Coroas	56
4.2.4 Instalação das Coroas	57
4.2.5 Colagem dos Extensômetros	57
4.2.6 Aplicação das Cargas	60
4.3 Planejamento Experimental.....	60
5 RESULTADOS	62

5.1 Análise da Extensometria	62
5.2 Análise por Elementos Finitos	64
5.3 Verificação do Modelo Teórico.....	72
5.4 Resultado da Análise Estatística.....	73
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÃO	80
REFERÊNCIAS	81
ANEXO.....	88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Geometrias de implantes com diferentes diâmetros desenhadas em <i>software</i> de desenho assistido por computador (STL)	47
Figura 2 - Geometrias utilizadas para concepção do estudo computacional	47
Figura 3 - Fixação do sistema na face inferior do bloco de poliuretano	49
Figura 4 - Convergência da malha da geometria	50
Figura 5 - Aplicação de carga na coroa protética durante simulação de carga oclusal	51
Figura 6 - Pilar CM 4,5 mm	52
Figura 7 - Implante unido ao pilar CM	52
Figura 8 - Dispositivo de fixação no conjunto implante/componente	53
Figura 9 - Dispositivo de fixação no conjunto implante/componente – Perfil	53
Figura 10 - Diâmetro externo e interno das fixações	54
Figura 11 - Pilar base de titânio	54
Figura 12 - Matriz metálica de alumínio	55
Figura 13 - Matriz preechida	56
Figura 14 - Extensômetros posicionados	58

Figura 15 - Ligação no aparelho condicionador	59
Figura 16 - Ponta aplicadora de carga posicionada	60
Figura 17 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 3,5 mm de diâmetro	62
Figura 18 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 4,0 mm de diâmetro	63
Figura 19 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 5,0 mm de diâmetro	63
Figura 20 - Média das tensões máximas sobre todos os implantes	64
Figura 21 - Tensão de Von-mises no conjunto de prótese sobre implante	65
Figura 22 - Tensão de Von-mises nas coroas protéticas	66
Figura 23- Tensão de Von-mises na superfície externa dos implantes	67
Figura 24- Deformação máxima principal da região cervical	68
Figura 25- Deformação mínima principal da região cervical	68
Figura 26- Vista sagital do interior do bloco de poliuretano de implantes com diferentes diâmetros que receberam a mesma coroa	69
Figura 27 - Carregamento até 1500N em diferentes coroas sobre implantes de 3,5mm. Resultado em deformação máxima principal	70
Figura 28 - Carregamento até 1500N em diferentes coroas sobre implantes de 3,5mm. Resultado em deformação mínima principal	71

Figura 29 - Média das tensões dos valores máximos sobre os implantes de 3,5 mm (FEA x Extensometria)	72
Figura 30 - Gráfico de médias e desvio padrão dos valores máximos de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros	73
Figura 31 - Gráfico de interação das médias de micro deformação ($\mu\epsilon$) para configurações, linear e compensada, em cada ponto de aplicação de carga	75

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Propriedade mecânica dos materiais utilizados no estudo com base na literatura.....	48
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$), referentes à variável diâmetro dos implantes, obtidas a partir da média dos valores máximos dos quatro extensômetros	74
Tabela 2 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$), referentes à variável material restaurador, obtidas a partir da média dos valores máximos dos quatro extensômetros	74
Tabela 3 - Resultados do teste ANOVA de 2 fatores	75
Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de micro deformação no fator diâmetro dos implantes	76
Tabela 5 - Teste de Tukey para as médias de micro deformação no fator diâmetro dos implantes/material restaurador	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	Desenho assistido por computador
CAM	Fabricação assistida por computador
C/I	Relação Coroa/Implante
DTM	Disfunção Temporo Mandibular
HIV	Vírus da Síndrome da Imunodeficiência Adquirida
Kgf	Kilograma força
mm	Milímetros
mm ²	Milímetros Quadrados
N	Newtons
Ncm	Newtons por Centímetro
SLA	Jateado, Granulação Grande, Condicionamento Ácido
TPS	“ <i>Spray</i> ” de Plasma de Titânio**
UCLA	Componente Universal de Liga Fundida
3D	Tridimensional
μm	Micrometro
με	Microdeformação
%	Por cento
Ω	Ohms
°	Graus
±	Mais ou Menos
>	Maior
≥	Maior Igual
-	Menos
≤	Menor Igual

Monteiro FMM. Efeito da aplicação de carga em coroas de diferentes materiais, confeccionadas sobre implantes unitários curtos e com diferentes diâmetros nas deformações da crista óssea : análise *in vitro* e *in silico* [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

RESUMO

O intuito deste estudo *in vitro* e *in silico*, foi analisar as microdeformações, geradas pela aplicação de carga vertical, sobre coroas de 3 tipos de materiais restauradores diferentes (Zircônia, Dissilicato de Lítio e Cromo Cobalto), que foram selecionadas, através da biblioteca do *software* SMART DENT/Exocad (*Darmstadt - Germany*) e confeccionadas, através da tecnologia cad/cam, suportadas por implantes curtos (8mm), conexão cone morse, com diversos diâmetros (3,5 mm; 4,0 mm e 5,0 mm). Os implantes foram instalados 2mm infraósseo para análise através de elementos finitos e da extensometria. Foram confeccionados 3 blocos de poliuretano: bloco 1 (grupo experimento) no qual foi colocado um implante Titamax CM Neodent 3,5 X 08 mm, bloco 2 (grupo controle) no qual foi colocado um implante titamax CM Neodent 4,0 X 08 mm e bloco 3 (grupo controle) no qual foi colocado um implante titamax CM Neodent 5,0 X 08 mm. Pilares protéticos retos (Base de Titânio 4,5 - Neodent) foram instalados sobre os respectivos implantes sendo instalados 4 extensômetros, na região superior dos blocos ao redor dos implantes. Foi aplicada uma carga vertical de 300N ao redor da abertura de acesso do parafuso protético das coroas. Para a análise por elementos finitos (FEA), o mesmo bloco foi modelado e analisado sob a mesma carga de 300N. Os valores de tensão e deformação foram analisados quanto à correlação com a extensometria. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância de Friedmann, um fator efeito fixo. Para o nível de significância, foi escolhido o valor convencional de 5%. Os resultados demonstraram haver diferença estatística significativa para o fator diâmetro ($p = 0,0001$) no qual os implantes, com 3,5 mm de diâmetro apresentaram os maiores picos de microdeformações. Quando se analisa o material restaurador, observa-se que não houve diferenças estatísticas significativas ($p = 0,783$). Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a utilização de implantes unitários, curtos e estreitos com conexão cone morse instalados 2 mm infraósseo, são uma opção viável para reabilitações em regiões posteriores independente do material restaurador escolhido.

Palavras-chave: Dissilicato de Lítio. Ligas de Cromo. Zircônia. Implantes curtos. Implantes estreitos.

Monteiro FMM. Effect of the load application on crowns of different materials made on short unitary implants with different diameters in bone crest deformations : in vitro and in silico analysis [dissertation]. São José dos Campos (SP): Paulista State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2018.

ABSTRACT

The aim of this in vitro and in silico study was to analyze the microdeformations generated by the application of vertical load on crowns of 3 different types of restorative materials (Zirconia, Lithium Dissilicate and Cobalt Chromium) that were selected through the software library SMART DENT / Exocad (Darmstadt - Germany), and made using cad / cam technology, supported by short implants (8 mm), cone morse connection with various diameters (3.5 mm, 4.0 mm and 5.0 mm). These were installed 2 mm subcrestal for finite element analysis and extensometry. Three blocks of polyurethane were made; block 1 (experimental group) in which a Titamax CM Neodent 3.5 X 08 mm implant, block 2 (control group) was implanted in which a CM Neodent 4.0 X 08 mm titamax and block 3 (control group) were implanted in which an implant was placed titamax CM Neodent 5.0 X 08 mm. Straight prosthetic abutments (Titanium Base 4.5 - Neodent) were installed on the respective implants and 4 extensometers were installed, in the upper region of the blocks around the implants. A vertical load of 300N was applied around the access opening of the crown prosthetic screw. For the finite element analysis (FEA), the same block was modeled and analyzed under the same 300N load. The stress and strain values were analyzed for correlation with extensometry. The inferential statistics consisted of Friedmann's analysis of variance, a fixed effect factor. For the level of significance, the conventional value of 5% was chosen. The results showed a statistically significant difference for the diameter factor ($p = 0.0001$) where 3.5 mm diameter implants presented the highest peaks of microdeformations. When analyzing the restorative material, we observed that there were no significant statistical differences ($p = 0.783$). Within the limitations of this study, we can conclude that the use of short, narrow unit implants with cone morse connection installed 2 mm subcrestal are a viable option for rehabilitation in posterior regions independent of the restorative material chosen.

Keywords: Lithium Dissilicate. Cromo leads. Zirconia. Short implants. Narrow implants.

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, os sucessos obtidos através da implantodontia, têm melhorado a qualidade de vida de inúmeras pessoas ao redor do mundo, oferecendo opções de tratamentos mais eficientes, confiáveis, duradouros e confortáveis. Apesar de todos os benefícios oferecidos pelos tratamentos com implantes dentários, vários são os desafios que se apresentam diariamente em nossos consultórios como, por exemplo, as perdas de implantes por falhas durante o processo de osseointegração (Canullo *et al.*, 2011, 2012) assim como a condição anatomica das regiões com maior índice de perdas dentárias, que independente de fatores como idade, gênero e nível sócio econômicos, acomete as regiões posteriores de mandíbula e maxila (Canullo *et al.*, 2011, 2012; Fernández-Barrera *et al.*, 2016).

Em grande parte dessas situações, depara-se com regiões atróficas, com limitações de estruturas ósseas, tanto no sentido horizontal, como também no sentido vertical, principalmente, devido à precocidade dessas perdas, cirurgias traumáticas, uso de próteses, idade e gênero (Battistuzzi 1987; Becker *et al.*, 1999).

O tecido ósseo é um tecido altamente dinâmico e sensível às forças de *stress*. Isto obrigou as empresas a desenvolverem sistemas de implantes curtos e estreitos mais eficientes (Neves *et al.*, 2006), assim como conexões protéticas (Tenenbaum, 2003), com menor micro movimentação e *gap*; conferindo portanto, um alto grau de confiabilidade e menor remodelação óssea (Doring *et al.*, 2004), evitando-se assim tratamentos longos, caros, com altas taxas de morbidade e de insucesso.

Atualmente, os implantes estreitos (< 3,75 mm) apresentam taxas de sucesso de 96% (Comfort *et al.*, 2005) e os implantes curtos apresentam taxas de sucesso de até 99,2% (Fugazzoto 2008); taxas essas, similares às obtidas com implantes mais longos e com diâmetros mais largos de 94,2% (Vigolo *et al.*, 2000), demonstrando ser uma técnica previsível e confiável em substituição a cirurgias mais invasivas.

O conceito *platform switching* apresenta a capacidade de prevenir e diminuir a perda óssea, na região cervical (Hurzeler *et al.*, 2007; Canulo *et al.*, 2012), assim como reduz a micro deformação transmitida ao osso (Chang *et al.*, 2010; Canulo *et al.*, 2011; Tabata *et al.*, 2011). Outra melhoria são as conexões cônicas que protegem a crista óssea de reabsorções (Tenenbaum *et al.*, 2003) e que associadas à instalação

infraóssea de 1 mm a 3 mm (Degidi *et al.*, 2011), favorecem a manutenção do tecido periimplantar, agindo como uma barreira contra a migração do epitélio juncional no sentido apical (Gehrke *et al.*, 2016).

A mesma importância pode ser dada ao papel desempenhado pelos materiais restauradores a serem utilizados, nas reabilitações com implantes unitários, já que há diferenças de módulos de elasticidade, os quais podem gerar diferentes resultados de tensão, sobre os implantes, componentes protéticos e no osso periimplantar (Cibirka *et al.*, 1992; Sertgoz 1997).

Diante do exposto, o objetivo deste estudo, *in vitro* e *in silico*, é avaliar as micro deformações geradas sob carga e transmitidas por diferentes materiais restauradores ao redor de implantes unitários, curtos e estreitos com conexão cone morse instalados 2 mm infraósseo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Diante da diversidade dos assuntos abordados por este trabalho, dividiu-se a revisão de literatura em quatro tópicos diferentes.

2.1 Implantes

Arlin (2006) avaliou os resultados clínicos dos implantes curtos (6 - 8 mm), em regiões com pouca disponibilidade óssea e comparou a sua sobrevida com os implantes longos. Foram instalados 630 implantes (Straumann, Waldenburg, Switzerland) em 264 pacientes (131 homens e 133 mulheres). Foram excluídos, desse estudo, pacientes com diabetes descontrolada, alcoolismo e desordens imunológicas. Já pacientes fumantes foram incluídos, porém, foram avisados quanto ao aumento da taxa de risco de perda dos implantes. Os implantes curtos foram instalados em áreas com disponibilidade óssea de 7 - 11 mm em todas as qualidades de tipo ósseo (I - IV). Os implantes de 6 mm (35) e os de 8 mm (141) foram acompanhados por até 64,6 meses e 83,7 meses, respectivamente. A taxa de sucesso dos implantes de 6 mm foi de 94,3% com 2 falhas; dos implantes de 8 mm foi de 99,3% com 1 falha e dos implantes de maior comprimento foi de 96,9%, com 12 falhas. O autor concluiu que o uso de implantes curtos deve ser considerado como uma opção viável, pois trata-se de uma técnica mais simples, que consome menos tempo de tratamento com índice de morbidade menor.

Baggi *et al.* (2008) avaliaram através de análise de elemento finito a influência do diâmetro e do comprimento dos implantes na distribuição do *stress*. Também, analisaram o risco de sobrecarga com evidência clínica de risco de perda óssea na região da crista óssea com a plataforma dos implantes, na região de molares superiores e inferiores. Foram utilizados 5 tipos diferentes de implantes (2 ITI, 2 Nobel Biocare e 1 Ankylos) com diâmetros variando de 3,3 a 4,5 mm e com comprimentos variando de 7 a 12 mm. Utilizando imagens de alta resolução dos implantes e tomografias computadorizadas construíram-se modelos 3D para análise de elementos

finitos, nos quais apenas os tecidos moles não foram modelados. Nesse modelo, foi simulada a aplicação de uma carga vertical de 250N e uma carga lateral de 100N. Os autores concluíram que o máximo *stress* ocorreu no pescoço dos implantes, podendo ocorrer sobrecarga de compressão, na cortical óssea, e sobrecarga de tensão, na interface do osso cortical com o osso medula. O aumento do diâmetro se mostrou mais eficiente que o aumento do comprimento, assim como, observaram um risco maior de sobrecarga na região da maxila. Outra observação importante foi que, com implantes de dimensões similares, quando houve menos *stress* na região da cortical óssea, menor foi a perda óssea.

Barboza *et al.* (2008) tiveram como objetivo avaliar o desempenho clínico de implantes curtos (9 - 10 mm) durante seis anos. Foram utilizados 348 implantes (Biohorizons® Implant Systems, Inc., Birmingham, AL), em 153 pacientes, nas regiões anteriores e posteriores: 220 implantes (63,21%) com 9 mm, 128 implantes (36,78%) com 10 mm, 303 implantes (87,06%), nas regiões posteriores e 45 (12,94%), nas regiões anteriores, 271 implantes em osso tipo III e IV e 77 implantes em osso tipo I e II. Os implantes foram reabilitados com coroas unitárias ou múltiplas, obtendo-se uma taxa de sucesso de 96% (14 falhas). Os autores concluíram que implantes curtos apresentam uma taxa de sucesso similar aos implantes longos, podendo-se utilizá-los como suporte de reabilitações protéticas e assim, reduzir, consideravelmente, a necessidade de cirurgias complexas de enxerto.

Castro *et al.* (2014) avaliaram as diferenças histológicas e histométricas, na região da crista óssea, utilizando 2 tipos diferentes de conexões: a tradicional de hexágono externo e a de cone morse. Nesse estudo foram utilizados 6 cachorros em que foram instalados 3 implantes em cada animal. Desses 18 implantes, 9 implantes de conexão cone morse foram instalados 2 mm subcrestamente e 9 implantes com conexão de hexágono externo foram instalados no nível da crista óssea. Todos os implantes receberam os minipilares (*abutments*) e capas protetoras, no ato da cirurgia de instalação dos mesmos. Esses pilares tinham um transmucoso de 3,5 mm, para os implantes cone morse e 1 mm, para os implantes de hexágono externo. Após 8 meses, os animais foram sacrificados e os testes histológicos foram realizados. Os resultados histológicos mostraram significativa remodelação e perda óssea no grupo dos implantes de hexágono externo. Por outro lado, nos implantes cone morse, alguns espécimes apresentaram osso sobre o implante e, também, em contato com a

superfície do *abutment*, levando os autores a concluir que a instalação subcrestal, para implantes cone morse, apresenta resultado positivo sobre a remodelação na região da crista óssea.

Comfort *et al.* (2005) avaliaram o comportamento de implantes de diâmetro estreito, ao longo de 5 anos, em regiões com dimensões ósseas limitadas. Para tal, utilizaram 23 implantes, com diâmetro de 3,3 mm e comprimento variando de 10 a 15 mm, que serviram de suporte para próteses múltiplas, através de controle radiográfico, realizados, no dia da instalação do *abutment* (base line), e também no 1º, 3º e 5º anos de acompanhamento. Apenas 1 implante falhou na fase de instalação do *abutment*. Os autores concluíram que implantes de diâmetro reduzido apresentam um índice de sucesso de 96%, baixo potencial de perda óssea, podendo ser utilizados, evitando-se, assim procedimentos mais invasivos que elevam o grau de morbidade aos pacientes.

Degidi *et al.* (2007) avaliaram o sucesso de implantes curtos com ativação imediata (carga imediata). Foram instalados 133 implantes curtos, cujo comprimento variou de 6,5 a 10 mm e com o diâmetro de 3,3 a 5,5 mm. Os implantes foram instalados nas regiões de incisivos, canino, pré molar e molar. Todos os implantes foram unidos em grupos de pelo menos 4 implantes. Ao longo de 4 anos de acompanhamento, 3 implantes foram perdidos, todos antes de 6 meses, obtendo-se uma taxa de sucesso de 97,7%. Os autores relataram que vários fatores podem influenciar nos resultados como: A - Cirurgia: aquecimento ósseo, preparação do alvéolo cirúrgico, qualidade e desenho das brocas; B - Paciente: qualidade e quantidade de osso; C - Implante: desenho, superfície, diâmetro e comprimento; D - Fatores de oclusão: qualidade e quantidade das forças e desenho das próteses. Não houve diferença significativa na taxa de sucesso dos implantes instalados, imediatamente, após as exodontias, com os implantes instalados em osso já cicatrizado. Também, não foi verificada diferença na taxa de sobrevivência, em relação aos diferentes tipos de osso, uma vez que a maioria dos implantes foram instalados, nas regiões posteriores, onde inclusive estão presentes as maiores forças oclusais. Os autores concluíram que implantes, menores de 10 mm podem ser utilizados para carga imediata, porém, utilizando-se implantes com diâmetro maior que 3,75 mm.

Degidi *et al.* (2008) avaliaram, nesse estudo o comportamento de implantes de diâmetro reduzido, os quais têm como indicação a sua utilização em regiões com

espaço inter-radicular reduzido, cristas ósseas estreitas e dentes de diâmetro reduzido. Foram utilizados 237 pacientes que receberam 510 implantes, os quais foram acompanhados ao longo de 96 meses. Os implantes utilizados apresentavam diâmetro de 3,0 a 3,5 mm e comprimento variando de 8 a 15 mm. Após o acompanhamento de até 96 meses, apenas 3 implantes foram perdidos, obtendo-se assim, um índice de sucesso de 99,4% dos casos, podendo-se realizar provisionalização imediata, sobre os implantes estreitos.

Degidi *et al.* (2011) avaliaram a estabilidade da crista óssea ao redor de implantes instalados ao nível ósseo e infraósseo. Nove implantes foram instalados em seres humanos, sendo 5 ao nível ósseo e 4 com variação de 1 a 3 mm subcrestal. Todos os implantes foram removidos, cirurgicamente, com o uso de trefinas, sendo parte, removida após 4 semanas e os outros, após 8 semanas. Os resultados histológicos mostraram perda óssea variando de 0,5 mm a 1,5 mm, nos implantes instalados epicrestalmente e também a existência de osso novo sobre a plataforma dos implantes instalados subcrestamente. Dessa maneira, os autores concluíram que implantes subcrestais resultam em formação óssea sobre a plataforma dos implantes.

Fugazzotto (2008), através de uma análise retrospectiva, avaliou a taxa de sucesso de implantes curtos em várias situações clínicas funcionais ao longo do tempo. Foram avaliados pacientes tratados com implantes de 6 a 9mm de comprimento, com plataforma padrão e plataforma de 6,5mm (Straumann, Basel, Switzerland). Foram avaliados 2073 implantes, instalados em 1774 pacientes, sendo que, 315 foram reabilitados com coroas unitárias e plataforma padrão, na região posterior de mandíbula, obtendo-se uma taxa de sucesso de 98,4%, ao longo de até 84 meses; 722 implantes foram reabilitados com coroas unitárias e plataforma de 6.5 mm na região posterior de mandíbula. O acompanhamento, por até 73 meses, apresentou taxa de sucesso de 99,9%. Foram reabilitados 413 pacientes, com coroas unitárias e plataforma de 6,5 mm, na região posterior de maxila e acompanhados, por até 84 meses, com uma taxa de sucesso de 99,2%, 299, foram reabilitados com próteses fixas e plataforma padrão na região posterior de mandíbula, obtendo-se uma taxa de sucesso de 98%, ao longo de até 84 meses e, 306, de vários diâmetros, instalados, na região posterior de maxila, após enxerto de seio maxilar atraumático, também, sendo reabilitados, com coroas unitárias, obtendo-se uma taxa de sucesso de 98,9%. O autor concluiu que a taxa de sucesso observada, com implantes curtos,

nesse estudo, é similar às taxas encontradas na literatura para implantes de maior comprimento.

Gehrke (2016) investigou o efeito do osso em contato com o cicatrizador em tibia de coelho. Foram instalados 36 implantes e 36 cicatrizadores; 27 cicatrizadores com 1 mm de superfície tratada e 9 cicatrizadores com superfície lisa. Os implantes foram instalados, 1,5 mm subcrestalmente e, após 8, 10 e 12 semanas, os implantes foram removidos para realizarem as análises histológicas. Foi realizada análise qualitativa em relação ao osso neoformado na junção implante/cicatrizador e análise quantitativa, em relação à altura óssea, a partir da plataforma dos implantes. O autor concluiu que o cicatrizador, com superfície tratada, obteve melhores resultados com crescimento ósseo, em relação aos *abutments* com superfície lisa.

Gentile *et al.* (2005) avaliaram, especificamente, a sobrevida dos implantes de 6 X 5,7 mm (Bicon Dental Implants, Boston, MA) e compararam com implantes de outros comprimentos e diâmetro, identificando também os fatores de risco relacionados às falhas dos implantes. Foram instalados 172 implantes; 45 implantes (26%) 6 X 5,7 mm e 127 implantes que variando de 5,7 a 14 mm de comprimento e de 3 a 6 mm de diâmetro. 77,9% dos implantes foram instalados, nas regiões posteriores; 22,1%, nas regiões anteriores; 47,5% dos implantes foram instalados em osso tipo IV e 92,8% dos implantes foram restaurados com coroas unitárias. A taxa de sucesso, após 1 ano, foi de 92,2% para os implantes de 6 X 5,7 mm (3 falhas) e de 95,2% para os outros implantes (9 falhas), sendo que essa diferença não foi significativa estatisticamente. Dos implantes 6 X 5,7 mm, 97,7% foram restaurados com coroas unitárias e das 3 falhas, apenas 1 ocorreu em osso tipo IV. Das variáveis consideradas fatores de risco, (idade, gênero, uso de medicamentos, região, qualidade óssea, comprimento, diâmetro, número de estágios cirúrgicos e enxerto), nenhuma delas apresentou associação significativa com as falhas. A taxa de sucesso desse tipo de implante é comparável à dos demais implantes, dando suporte à utilização dos implantes em áreas com limitações anatômicas. Os procedimentos realizados, em 2 estágios cirúrgicos, obtiveram 80% menos falhas quando comparados com procedimentos realizados em 1 estágio cirúrgico.

Goené *et al.* (2005) relataram a utilização de implantes curtos, Osseotite® (fabricante), de 7 e 8,5 mm de comprimento. Foram instalados 311 implantes em todas as regiões bucais de 188 pacientes. Desses 311 implantes, 294 tinham 8,5 mm e 17,

tinham 7 mm, em regiões em que a qualidade óssea foi dividida em 3 grupos: alta densidade, densidade normal e baixa densidade. Suportando próteses parciais fixas unitárias, próteses de até 5 elementos e próteses com mais de 5 elementos. Os pacientes foram acompanhados, por até 3 anos após a instalação das próteses. Todas as próteses foram ferulizadas; em 9 casos, foram unidas com dentes naturais. Desse total, 13 implantes falharam, sendo 3 em maxila e 10 em mandíbula, totalizando uma taxa de sucesso de 95,8%, após 3 anos. Os autores concluíram que os implantes curtos, com superfície tratada, têm o mesmo comportamento que implantes de maior comprimento e que as restrições para o uso de implantes curtos, como regiões posteriores, largura óssea e densidade óssea, não se justificam.

Griffin (2004) relatou a utilização de implantes curtos e largos (6 X 8 mm), em regiões posteriores de maxila e mandíbula, com limitações ósseas. Foram utilizados 167 pacientes, nos quais foram instalados 168 implantes (Stery-Oss; Nobel Biocare, Yorba Linda, Calif.). Excluíram-se pacientes com deficiência imunológica, diabetes não controlada, doenças ósseas metabólicas, grávidas e pacientes irradiados há 2 anos. Foram incluídos fumantes e pacientes com no mínimo 8 mm de largura e 6 mm de altura óssea remanescente. Todos os implantes foram ativados e suportaram coroas unitárias, próteses parciais fixas ou próteses parciais fixas com *cantilever*. A taxa de sucesso foi de 100%, após 9 meses de acompanhamento. O autor sugeriu que implantes curtos e largos podem oferecer uma alternativa simples e de bom prognóstico para regiões com limitações ósseas de altura, porém, com adequada largura óssea.

Himmlová *et al.* (2004) determinaram, através de uma simulação matemática, a distribuição do *stress* ao redor dos implantes e, também, qual diâmetro e qual comprimento dos implantes melhor dissipam esse *stress*. Em um modelo 3D, simulando as regiões de molares na mandíbula, utilizaram-se implantes sem tratamento de superfície (IMZ; Interpore International, Irvine, Calif) e implantes com superfície tratada (ITI Bonafit; Institute Straumann, Waldenburg, Switzerland), que foram submetidos a forças de 114,6N no sentido axial; 17,1N, no sentido lingual e 23,4N, no sentido disto-mesial, 4,5 mm, acima da margem óssea, para simular as forças mastigatórias médias em uma direção natural e oblíqua. O implante escolhido, como referência, foi o de 3,6 X 12 mm, com valor de 100%. Para investigar a influência do comprimento e do diâmetro, foram criados dois grupos: A - Implantes com diâmetro

de 3.6 mm e comprimentos de 8, 10, 12, 14, 16, 17 e 18 mm; B - Implantes com comprimento de 12 mm e diâmetro de 2,9; 3,6; 4,2; 5,0; 5,5; 6,0 e 6,5 mm. O máximo *stress* foi localizado, na região do terço cervical do implante, na borda mesio-lingual; localização essa, idêntica para todos os tipos de implantes, independente do diâmetro ou do comprimento. No grupo com variação de diâmetro, foi verificado que, ao se comparar o implante com diâmetro de 2,9 mm com o de 6,5 mm, a área de máximo *stress* não só diminuiu, como os valores de *stress*, também, indicando uma marcante influência do diâmetro do implante para redução do *stress* no osso. No grupo com variação no comprimento, o efeito foi menor, comparando-se com o outro grupo, uma vez que houve uma pequena diferença no tamanho da área de *stress*, havendo portanto, menor efeito de diminuição desse *stress*, no osso, quando aumentado o comprimento do implante. A distribuição do *stress*, no osso, depende do formato do implante, sendo que o diâmetro mostrou-se mais importante para melhorar a distribuição e diminuição das forças de *stress*, na região cervical dos implantes, e que, em uma perspectiva biomecânica, a melhor escolha seria a utilização de implantes com o maior diâmetro permissível pela anatomia do paciente.

Koutouzis *et al.* (2013) procuraram avaliar as mudanças na região da crista óssea e dos tecidos moles, ao redor de implantes com conexão cone morse, em diferentes posições da interface implante/pilar, em relação à crista óssea. Foram instalados 30 implantes em 30 pacientes que foram divididos em 3 grupos sendo os implantes inseridos, ao nível ósseo (Grupo 0); 1 mm abaixo da crista óssea (Grupo I) e 2 mm abaixo na crista óssea (Grupo II). Após 4 meses, as coroas foram instaladas e os implantes foram avaliados radiograficamente aos 4 meses e aos 12 meses. Os autores concluíram que a localização da interface implante/pilar tem relação com a remodelação na crista óssea, uma vez que os grupos I e II não tiveram perda óssea, assim como, observaram a maior concentração de osso sobre a plataforma dos implantes nesses mesmos grupos.

Maló *et al.* (2007) avaliaram a hipótese que implantes curtos (7 - 8,5 mm) tivessem a mesma estimativa de sucesso dos implantes longos, uma vez que, com o desenvolvimento de novos tratamentos de superfície, desenho dos implantes e melhores técnicas cirúrgicas, isso levaria os profissionais a reavaliarem as suas indicações e, também, resultados de pesquisas passadas. Nesse trabalho, foram utilizados 237 pacientes nos quais foram instalados 408 implantes (Branemark

System® MK II, MK III, MK IV e Nobel Speedy Shorty, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), suportando 151 próteses; o acompanhamento variou de 1 a 9 anos. Foram utilizados implantes de superfície tratada e superfície lisa, com comprimentos de 7 e 8,5 mm e diâmetros de 3,75 e 4 mm. Desse total de 408 implantes, 14 falharam obtendo-se uma taxa de sucesso de 96,6% em 5 anos. Todos os implantes que falharam eram de superfície lisa e ocorreram nos primeiros 6 meses; com uma taxa de sucesso de 96,2%, para implantes de 7 mm e de 97,1%, para implantes de 8,5 mm em 5 anos. Os autores concluíram que a utilização, de implantes curtos, pode ser uma opção viável tanto para maxila como para mandíbula, especialmente, para implantes de superfície tratada.

Melhado *et al.* (2007) avaliaram a sobrevida de implantes curtos (7 mm), em mandíbula, utilizando diferentes tipos de próteses, num período de 2 a 14 anos. Nesse trabalho, foram utilizados 198 implantes cilíndricos lisos, tipo *standard* e MKIII (fabricante) (Sistema Branemark), os quais foram instalados, em 99 pacientes e, reabilitados com 73 próteses parciais fixas, 20 próteses totais e 6 próteses unitárias. Das 73 próteses fixas, 15 eram suportadas, exclusivamente por implantes de 7 mm e as outras eram suportadas por implantes de 7 mm com outros implantes mais longos. Ao longo do trabalho, foram perdidos 7 implantes (5 *standard* e 2 MKIII), obtendo-se uma taxa de sucesso de 96,46%. Os autores relataram que o alto índice de sucesso está relacionado com o tipo de osso, condição tecidual e o correto manuseio dos tecidos durante o ato cirúrgico. Implantes curtos de 7 mm podem ser considerados uma alternativa confiável e possível para a reabilitação de mandíbulas, uma vez que o seu grau de sucesso é comparável ao dos implantes longos.

Nedir *et al.* (2004) relataram, em seu trabalho que 528 implantes (ITI Dental Implant System, Straumann AG, Waldenburg, CH, Switzerland) foram instalados em 236 pacientes e acompanhados por 7 anos, sendo 71,1% desses implantes considerados curtos (≤ 11 mm). Desses, 264 tinham superfície SLA e 264 tinham superfície TPS. Foram incluídos, nesse estudo, pacientes com bruxismo, pacientes com HIV, diabetes, patologias malignas, doenças cardíacas, fumantes e pacientes com coagulação deficiente. Os pacientes com bruxismo não receberam placa miorrelaxante. Foram ativados 122 implantes do tipo SLA, com 63 dias, sendo que as 3 falhas ocorreram na mandíbula: 2 com 12 mm e 1 com 10 mm. Foram considerados, como perda precoce (implante perdido antes da sua ativação), 1 implante e perda

tardia (implante perdido após a sua ativação), 2 implantes, obtendo-se uma taxa de sucesso de 99,4%. Os autores verificaram que implantes curtos não demonstraram maior propensão a falhas, visto que, dos 97 implantes de 8 mm nenhum falhou. Não foi verificada nenhuma perda de implante em osso de qualidade baixa. Os autores concluíram que o uso de implantes curtos é uma técnica viável, com alto índice de sucesso, no suporte de coroas unitárias e pequenas próteses fixas, suportadas por 2 a 3 implantes, não necessitando de cirurgias complexas, tornando essa técnica acessível a uma maior quantidade de pacientes.

Negri *et al.* (2012) avaliaram a remodelação óssea na região da crista óssea, em cachorros, após a instalação dos implantes com diferentes níveis em relação à crista óssea. Foram instalados, de maneira randomizada, 6 implantes, sendo 3, com formato cônico, e 3, com formato cilíndrico, todos com dimensões de 3,75 X 11 mm. Foram instalados 3 implantes, ao nível da crista óssea e 3 implantes foram instalados 2 mm abaixo da crista óssea. Após 4 semanas, 3 cachorros foram sacrificados e os outros 3, foram sacrificados após 8 semanas. Após análise histológica e histomorfométrica, os autores observaram que o posicionamento da plataforma do implante, ao nível ósseo ou infraósseo, não prejudica a remodelação óssea, entretanto, observou-se uma menor reabsorção óssea, nos implantes instalados 2 mm abaixo da crista óssea.

Neves *et al.* (2006) realizaram uma revisão de literatura com artigos publicados de 1980 a 2004 totalizando a avaliação de 16.344 implantes curtos (Branemark System e sistemas compatíveis), com 786 falhos. Dos 1894 implantes de 3,75 X 7 mm, 184 falharam (9,7%); já em implantes com 4,0 X 7 mm a taxa de insucesso foi de 7,5%. A maioria das perdas dos implantes (63,2%) ocorreu após a instalação das próteses. Os autores, baseados nos resultados, definiram como fatores importantes a serem relatados: definição do que é um implante curto, em que época ocorrem as falhas e as suas causas, como fumo, sobrecarga, gênero, infecção, diâmetro, região e qualidade óssea. Os autores sugerem que implantes de 3,75 X 7 mm sejam considerados como fator de risco, porém, tratamento de superfície, tipo de implante e desenho (geometria), podem melhorar o desempenho desses implantes, pois as falhas geralmente ocorriam com a associação de dois ou mais fatores de risco. Outro relato importante, para o sucesso dos implantes curtos, é atribuído aos cuidados com a técnica cirúrgica e o planejamento detalhado da cirurgia. Foi observado um

índice de sucesso de 90,3% para os implantes de 3,75 X 7 mm. Os autores concluíram que a qualidade óssea baixa associada a esses implantes, deve ser evitada. Porém, se utilizados implantes com diâmetro de 4 ou 5 mm e com tratamento de superfície, podem-se otimizar os resultados desses implantes.

Novaes Jr *et al.* (2009) avaliaram os fatores que poderiam contribuir para a formação de papilas e a manutenção da crista óssea; mais especificamente a distância entre os implantes e a posição da plataforma em relação à crista óssea. Nesse estudo, os autores instalaram 48 implantes, conexão cone morse em 6 cachorros, de maneira randomizada e divididos em 4 grupos: Grupo 1 - Implante subcrestal com 2 mm de distância dos outros implantes; Grupo 2 - Implante subcrestal com 3 mm de distância dos outros implantes; Grupo 3 - Implante crestal com 2 mm de distância dos outros implantes; Grupo 4 - Implante crestal com 3 mm de distância dos outros implantes. Coroas metálicas foram instaladas imediatamente e após 8 semanas. Os animais foram sacrificados e avaliados radiograficamente. Os autores concluíram que a distância de 2 ou 3 mm, entre os implantes, não teve importância na formação de papilas e na manutenção da crista óssea; entretanto, a instalação subcrestal teve impacto positivo na formação das papilas com discreta formação óssea, sobre o implante, podendo trazer melhores resultados para regiões estéticas.

Pierrisnard *et al.* (2003), através de análise de elementos finitos, avaliaram como comprimento do implante e o travamento bicortical afetavam a distribuição do *stress* sobre os componentes, implantes e o osso. Foram utilizados implantes de 3,75 por 6, 7, 8, 9, 10, 11 e 12 mm de comprimento (Branemark System, Nobel Biocare AB), em modelos elásticos tridimensionais. Esses implantes foram instalados em uma estrutura elástica com consistência de osso cortical e medular. Foi aplicada uma força de 100N com angulação de 30°. A ancoragem cortical coronal foi dominante e o *stress* ósseo se concentrou nessa área. O máximo *stress*, no osso, foi constante, independente do comprimento do implante e travamento bicortical. Por outro lado, o máximo de *stress*, no implante, aumentava junto com o comprimento do implante e o travamento bicortical. O uso de implantes longos, não necessariamente, resulta em melhor distribuição de forças de *stress* no implante, osso e *abutment* e, quando a ancoragem do implante é maior, no seu colar, o comprimento do implante tem menos importância. Nessa mesma situação, com menor ancoragem, os implantes curtos podem reduzir o *stress* mecânico, condição que, segundo o autor, encoraja o uso dos

implantes curtos .

Pommer *et al.* (2014), em seu estudo através de uma revisão de literatura, procuraram avaliar a satisfação dos pacientes, quando esses foram submetidos a procedimentos menos invasivos, para reabilitações totais de mandíbulas e maxilas. Eles avaliaram 37 trabalhos, com um total de 1328 pacientes, totalizando 5766 implantes. Nesses estudos, os fatores avaliados foram: utilização de cirurgia guiada, implantes curtos (< 10 mm), implantes estreitos (≤ 3.5 mm), instalação de menor número de implantes e utilização de implantes inclinados. Os autores concluíram que os pacientes preferem tratamentos menos invasivos quando comparados a cirurgias de maior complexidade.

Renouard (2005) procurou avaliar a taxa de sobrevida de implantes curtos, em maxila severamente reabsorvida, utilizando um protocolo cirúrgico que otimizasse a estabilidade primária. Desse trabalho participaram 85 pacientes nos quais foram instalados 96 implantes de 6 a 8.5 mm de comprimento (Branemark System®, Nobel Biocare AB, Goteburg, Sweden) utilizando um protocolo cirúrgico de 1 fase cirúrgica. Foram considerados apenas implantes instalados nas regiões de segundo pré-molar (13), primeiro molar (54) e segundo molar (29) em maxila; desses, 73 foram instalados em osso tipo III e IV e 23 em osso tipo I e II. Foram utilizados 42 implantes com superfície tratada (TiUnite, Nobel Biocare AB) e 54 com superfície lisa. Do total destes implantes, 43 implantes curtos suportaram próteses fixas, sendo 15 coroas unitárias e 28 próteses fixas. Os outros 53 implantes curtos foram utilizados, em conjunto com implantes longos em próteses parciais fixas. As próteses foram instaladas, após 3 e 6 meses para implantes com e sem tratamento de superfície, respectivamente. Apenas 5 implantes foram perdidos, sendo 4, de superfície lisa e 1, de superfície tratada, obtendo-se uma taxa de sucesso de 94,6%. Após 2 anos de ativação, 76 pacientes (87 implantes) foram radiografados. Obteve-se uma média de perda óssea de 0,44 mm; 79 implantes tiveram perda $\leq 0,5$ mm e apenas 4 com mais de 2,5 mm. A taxa de sucesso dos implantes curtos foi compatível à dos implantes longos, e os implantes, com tratamento de superfície, tiveram melhor resultado quando comparados com os implantes lisos. Destaca-se, também, o protocolo cirúrgico que buscava melhorar o travamento primário e minimizar a perda óssea ao redor dos implantes, devido à não utilização ou à utilização discreta das brocas *countersink*. O autor concluiu que o uso de implantes curtos, em maxila reabsorvida, pode ser uma opção segura como

alternativa ao uso de técnicas cirúrgicas complexas.

Rokni *et al.* (2005) procuraram, neste estudo, relacionar comprimento de implante, área de superfície de contato e a relação coroa/implante (C/I), com a perda de crista óssea, utilizando implantes de superfície tratada (Endopore Dental Implant System, Innova LifeSciences, Toronto, Ontario, Canadá), os quais foram instalados em 74 pacientes, com um total de 199 implantes. Os pacientes foram divididos em 2 grupos de estudo: A - 50 pacientes que tiveram 2 ou mais implantes instalados, na maxila, com um total de 151 implantes; B - 24 pacientes que tiveram 1 ou mais implantes instalados, na região posterior das mandíbulas, com um total de 48 implantes. Os implantes foram instalados e classificados por: comprimento - curto (5 - 7 mm) e longo (9 - 12 mm); área- pequeno ($\leq 600 \text{ mm}^2$) e grande ($> 600 \text{ mm}^2$); relação C/I e próteses ferulizadas ou não. Foram classificados 72 como implantes curtos, 127 como longos, 87 como pequenos e 112 como grandes. A média de relação C/I foi de 1,5 com variação de 0,8 a 3. Um total de 123 implantes suportavam próteses ferulizadas e 76 suportavam coroas unitárias. A média de alteração da crista óssea foi de $0,3\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ ao longo de 46 meses. Os autores concluíram que tanto a relação C/I como a área de superfície não interferem na remodelação óssea na região de crista, porém, implantes longos e próteses unidas apresentaram, em média, 0,2 mm a mais de perda óssea, quando comparados a implantes curtos e coroas unitárias.

Sierra-Sánchez *et al.* (2014) procuraram, através de uma revisão de literatura, avaliar a indicação e utilização de implantes de diâmetro estreito. Foram selecionados artigos de 2002 a 2012 com, no mínimo, 12 meses de acompanhamento. Vinte e um trabalhos foram escolhidos, incluindo 1607 pacientes com um total de 2980 implantes instalados. Todos os implantes selecionados, nesse estudo, tinham diâmetro $\leq 3,5 \text{ mm}$ e $\geq 3,0 \text{ mm}$. O índice de sucesso desses implantes variou de 95,7% a 100% indicando resultados similares aos obtidos por implantes de diâmetros maiores, podendo ser utilizados como uma opção viável, previsível e confiável.

Tawil e Younan (2003) avaliaram a viabilidade de implantes de 10 mm de comprimento ou menores, com superfície lisa e plataforma regular, para várias formas de edentulismo. Foram instalados 269 implantes (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden - Superfície Lisa) em 111 pacientes (45 homens e 66 mulheres); 88,8% desses implantes foram instalados em mandíbulas e 11,2%, em maxilas. Os pacientes foram acompanhados entre 12 e 92 meses. A taxa de sucesso foi de 95,5%. A qualidade

óssea de tipo II e III estava presente em 88,8% dos casos. Não houve diferença estatística entre implantes de 10 mm e os de menor comprimento, ou de diâmetros variados, sendo que a qualidade óssea aparece como fator de risco. O autor concluiu que implantes curtos menores que 10 mm e de superfície lisa podem ser utilizados para o tratamento de edentulismo parcial.

Tawil *et al.* (2006) procuraram determinar a influência dos fatores protéticos na taxa de sobrevida e complicações de implantes curtos menores de 10 mm. Foram utilizados 109 pacientes e 262 implantes de superfície lisa ≤ 10 mm (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden), que suportaram 123 próteses fixas, sendo que 88,5% instaladas na região posterior de mandíbula e 11,5% na maxila. Os pacientes acompanhados por até 108 meses. Foram avaliadas a relação C/I, largura de mesa oclusal, e a relação oclusal das próteses implanto suportadas e seus antagonistas, não sendo observadas diferenças significativas entre elas. Os autores concluíram que: A - Os implantes curtos são uma opção viável para áreas com limitações, mesmo que os parâmetros protéticos não sejam favoráveis; B - A relação C/I, mesmo quando aumentada para 2 ou 3, não representa um fator de risco biomecânico, desde que haja uma orientação favorável das forças e distribuição delas; C - Não foi verificada relação entre a largura da mesa oclusal e o *cantilever* mesial-distal com a perda óssea e estabilidade da crista óssea respectivamente; D - O índice de perda óssea não apresentou variação nos 3 tipos de oclusão (normal, topo a topo e mordida cruzada), uma vez que elas foram adaptadas às necessidades em cada situação; E - As maiores complicações ocorreram no grupo de pacientes com bruxismo, independente do grau.

Ten Bruggenkate *et al.* (1998), utilizando implantes de 6 mm (ITI Dental Implant System, Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland), avaliaram a sua viabilidade de uso, por longos períodos, em vários arcos, com diversos tipos de próteses. Os implantes empregados eram de 4,1 X 6 mm cilíndricos, rosqueáveis, sólidos e ocos com superfície tratada, assim como, implantes cilíndricos ocos de 3,5 X 6 mm (Implante experimental) com superfície tratada. Foram instalados, em um período de 6 anos, 253 implantes em 126 pacientes. Desse total, apenas 7 implantes falharam: 4 durante a fase de integração; 2 antes de 2 anos e 1 após 2 anos em função, obtendo-se assim, uma taxa de sucesso de 94%, ao longo de 6 anos de acompanhamento. A qualidade óssea não foi relatada como o único fator de insucesso, visto que, dos 6 implantes perdidos, na maxila, somente 2 ocorreram após

a fase de osteointegração. Concluindo-se que implantes, com superfície tratada, parecem ter suprido, compensado a falta de comprimento e pode ser utilizado, com sucesso, em pacientes com pouca disponibilidade óssea, porém, deve-se, preferencialmente, conjugá-los proteticamente com implantes longos.

Thomé *et al.* (2007), através de uma revisão de literatura, procuraram esclarecer características importantes para o uso de implantes curtos e, assim, auxiliar os cirurgiões dentistas na aplicação dessa técnica. Os implantes curtos devem ter ápices cortantes e compactantes, visando à melhor estabilidade primária independente do tipo ósseo, bem como rosca progressiva ao longo do implante, buscando melhor compactação óssea lateral. O tratamento de superfície, também, é uma característica importante para implantes curtos, pois melhora o contato implante-osso, melhorando a estabilidade secundária. Também devem ter roscas no terço cervical com superfície tratada, diminuindo assim o problema de perda de crista óssea, uma vez que aliviam as tensões resultantes das forças mastigatórias. Devem-se buscar coroas com mesas oclusais menores, sulcos rasos e cúspides baixas. As perfurações devem ser feitas com cuidado, ótima irrigação e brocas com ótimo corte (novas). Deve-se trabalhar com implantes, com junções cônicas e *platform switching*, a fim de se evitar perda da crista óssea marginal. Uma contra indicação para o uso dos implantes curtos é a utilização deles em áreas estéticas, isso porque as coroas protéticas ficariam com aspecto alongado.

Tribst *et al.* (2017) em seu estudo, avaliaram as concentrações de deformações no tecido ósseo e as tensões dissipadas aos componentes de 2 implantes curtos (8 mm), com conexões protéticas diferentes (cone morse e hexágono interno), através de extensometria e análise de elementos finitos. Em ambas as metodologias, foi aplicada uma carga axial de 30 kgf. Os autores concluíram que os implantes de conexão interna têm a desvantagem de concentrar o *stress* enquanto a conexão cônica dissipa as forças, demonstrando uma melhor performance dos implantes de conexão morse.

Venuleo *et al.* (2008) avaliaram a taxa de sucesso de implantes de 6 X 5,7 mm, ao longo de cinco anos, e compararam com os implantes mais longos. Também avaliaram, radiograficamente, as alterações da crista óssea. Foram instalados 62 implantes: 28 implantes com 6 X 5,7 mm e 34 implantes mais longos; todos foram acompanhados por no mínimo cinco anos. Todos os pacientes tiveram instalados, pelo

menos, 1 implante 6 X 5,7 mm e outro mais longo no mesmo arco dental. A média de reabsorção óssea, na região da crista observada radiograficamente, foi de 0,08 mm para o grupo dos implantes longos e de 0,03 mm para o grupo de implantes 6 x 5,7 mm. Foi relatado sucesso de 100% para o grupo de implantes 6 X 5,7 mm e não foi observada diferença estatística significativa entre o grupo dos implantes 6 X 5,7 mm e os mais longos em relação à remodelação óssea, na região de crista óssea. Os autores concluíram que o uso de implantes curtos de 6 x 5,7 mm é uma opção confiável para reabilitação em casos com limitação óssea.

Vigolo (2000) analisou a utilização de implantes estreitos ao longo de 5 anos. De 1992 a 1994, foram selecionados 44 pacientes em que foram instalados 52 implantes estreitos com 2,9 mm de diâmetro e com comprimentos variando de 8.5 mm a 15 mm, em áreas com limitações ósseas. Todos os implantes receberam pilares UCLAS fundidas em liga de ouro; 36 implantes receberam coroas metalo-cerâmicas e 16 implantes receberam coroas acrílicas com contato metálico em ouro. Após 5 anos de acompanhamento, ocorreram apenas 2 falhas, obtendo-se uma taxa de sucesso de 94,2%. O autor concluiu que a utilização de implantes estreitos se apresenta como uma alternativa viável, válida para reabilitações em coroas unitárias implanto suportadas.

Vigolo *et al.* (2004) avaliaram a utilização de implantes estreitos ao longo de 7 anos. Os autores utilizaram, nesse estudo, 165 pacientes nos quais foram instalados 192 implantes. Desses implantes estreitos, foram utilizados 100 implantes com 2,9 mm de diâmetro e 92 implantes com 3,25 mm de diâmetro e comprimento variando de 8.5 mm a 15 mm. Todos os implantes foram reabilitados com coroas metalo-cerâmicas. Ao longo do estudo, 9 implantes foram perdidos, obtendo-se assim uma taxa de sucesso de 95,3%. Com esses resultados, os autores concluíram que implantes estreitos devem ser utilizados em áreas em que implantes mais largos não são possíveis de serem instalados.

2.2 Materiais

Abduo (2014) avaliou a precisão das restaurações protéticas sobre implantes dentários, confeccionados através da tecnologia CAD/CAM. Baseado em uma pesquisa, selecionada por palavras-chaves, o autor, inicialmente, selecionou 303 trabalhos. Após a aplicação de critérios mais específicos, o autor escolheu 14 trabalhos para a confecção desse estudo. Os trabalhos apresentavam metodologias e equipamentos variados, o que não impediu que os trabalhos observassem o alto grau de adaptação que variou de 1 a 27 μ m. O autor, com as limitações desse estudo, concluiu que o sistema CAD/CAM apresenta alto grau de adaptação, independente do tipo de mecanismo de retenção, estruturas de titânio e zircônia apresentam alto grau de adaptação, entretanto, a adaptação da zircônia se limita à prótese parcial somente.

Araujo *et al.* (2015) avaliaram, em seu estudo, a passividade da adaptação e as microdeformações geradas por essas estruturas retidas por parafusos. Foram confeccionadas estruturas protéticas utilizando a tecnologia CAD/CAM e também estruturas pelo método de fundição convencional. Foram confeccionados 4 modelos de zircônia através do CAD/CAM, 4 estruturas de cromo cobalto, através do CAD/CAM e 4 estruturas de cromo cobalto através de fundição convencional. Para verificar a desadaptação vertical, utilizou-se microscopia eletrônica com aumento de 250 vezes e, para avaliar as microdeformações, utilizou-se a fotoelasticidade. Os autores concluíram que as estruturas de cromo cobalto confeccionadas através do CAD/CAM obtiveram os melhores resultados de adaptação passiva e o pior resultado foi observado, nas estruturas de cromo cobalto fundidas. Os resultados das microdeformações acompanharam os resultados das adaptações verticais das estruturas.

Çibirka *et al.* (1992), em seu trabalho, procuraram verificar através da extensometria as forças de absorção de 3 tipos de materiais restauradores, considerados definitivos, dentre eles, resina composta indireta (Visio-Gem, ESPE-Premier, Norristown, PA.), ouro (Forticast, Penwalt Jelenko Armonk, N.Y.) e porcelana feldspática reforçada com leucita (Optec, Den-Mat Corp., Santa Maria, Calif.). Foram utilizados, nesse experimento, implantes de 3.75 X 15 mm instalados em mandíbulas

de cadáver. Modelos oclusais foram confeccionados com os 3 materiais, todos com iguais dimensões e formatos. Os autores não verificaram diferenças estatísticas significativas, na força de amortecimento, absorção das forças entre os diferentes tipos de materiais restauradores, empregados no teste. Por outro lado, observou-se uma grande diferença de redução das micro deformações geradas com as coroas de porcelana.

De França *et al.* (2015) procuraram em seu estudo verificar a precisão de próteses fabricadas em zircônia e cromo cobalto através da tecnologia do CAD/CAM. Nesse estudo foram criados 4 grupos com 4 próteses de 3 elementos ferulizados, sendo que, o grupo A utilizou zircônia manufaturada pela técnica CAD/CAM; o grupo B utilizou cromo cobalto manufaturado pela técnica CAD/CAM; o grupo C utilizou a técnica de fundição tradicional com *abutments* calcináveis e o grupo D utilizou a técnica de fundição tradicional com *abutments* calcináveis com base metálica. Após a confecção das estruturas, essas foram analisadas em microscópio eletrônico com apenas 1 dos parafusos torquados e também com todos os 3 parafusos torquados. Os autores concluíram que as estruturas manufaturadas pela técnica CAD/CAM obtiveram uma melhor adaptação quando comparadas à técnica de fundição convencional.

Miashiro *et al.* (2011) procuraram neste estudo determinar o módulo de elasticidade da resina de poliuretano (Axson; Cergy, France) através de um teste de tensão e comparar os resultados com os dados disponíveis na literatura do osso mandibular, para validar o uso desse modelo em estudos biomecânicos. Foram criados 3 grupos: cada grupo continha 15 barras de resina de poliuretano. Os materiais que compõem a resina de poliuretano: polioliol (Parte A) e isocianeto (Parte B), tiveram suas proporções alteradas em cada grupo; (PU-1: 1/0,5; PU-2: 1/1; PU-3: 1/1,5). Cada modelo foi submetido a uma tensão de 500kgf até a ruptura do material. Após os testes, algumas barras foram descartadas do estudo porque obtiveram resultados muito baixos provavelmente, devido a falhas nos processos de confecção das barras, o que gerou o aparecimento de bolhas. Os autores concluíram que o módulo de elasticidade varia de acordo com as concentrações dos materiais e, também, que o grupo PU-2 obteve as melhores características mecânicas, devendo ser a concentração de escolha para a construção de modelos experimentais a serem

utilizados, nos próximos estudos biomecânicos de próteses implanto suportadas na região mandibular.

Moretti Neto *et al.* (2011) procuraram neste estudo validar um modelo artificial, com módulo de elasticidade, que simulasse o osso humano para estudos biomecânicos, *in vitro*, de próteses implanto suportadas. Eles utilizaram a resina de poliuretano F16 (Axson technologies, Cercy - França) e dividiram em 5 grupos com 8 modelos cada. Os materiais que compõem a resina F16: polioliol (Parte A) e isocianeto (Parte B), tiveram suas proporções alteradas em cada grupo; grupo A (0,5/1,0); grupo B (0,8/1,0); grupo C (1,0/1,0); grupo D (1,2/1,0) e grupo E (1,5/1,0). Cada modelo foi submetido a uma carga de 500kgf. Os autores concluíram que os modelos do grupo C, com proporção (1,0/1,0); obtiveram as melhores características mecânicas e módulo de elasticidade similar ao osso trabecular, sendo assim, considerado um material apropriado para simulação de osso, em testes, *in vitro*, com extensômetros.

Sertgoz (1997) avaliou, através da análise de elementos finitos, o material utilizado para confecção das estruturas metálicas, bem como, os materiais restauradores, em próteses fixas parafusadas, suportadas por implantes dentários com *cantilever* de 16 mm bilateral. Para isso, avaliou a combinação dos 4 tipos de materiais para confecção da estrutura (ouro, prata paládio, titânio e cromo cobalto) com os 3 tipos de materiais restauradores selecionados (resina acrílica, resina composta e porcelana) submetidas a uma carga vertical de 172N. O autor concluiu que o uso de materiais resilientes, para a confecção da estrutura metálica, aumenta o *stress* em próteses retidas por parafusos, sugerindo que o uso de materiais mais rígidos poderiam ser utilizados para prevenir falhas protéticas. Do ponto de vista biomecânico, o autor concluiu que a melhor combinação obtida, com o intuito de redução de *stress*, foi a associação do cromo cobalto para confecção da estrutura metálica com a porcelana.

2.3 Biomecânica

Canullo *et al.* (2011) avaliaram a biomecânica da configuração geométrica implante/*abutment* da *platform switching* e a configuração dos implantes de hexágono

externo através da análise de elemento finito. Foram utilizadas 3 configurações implante/*abutment* diferentes. Após as análises dos dados, os autores concluíram que a configuração *platform switching* diminuía o stress transferido ao osso, potencializando de maneira significativa, a redução de sobrecarga na região da crista óssea.

Canullo *et al.* (2012) avaliaram de maneira randomizada, os níveis ósseos e as alterações dos tecidos moles ao redor dos implantes com o conceito *platform switching* e implantes de hexágono externo. Os implantes foram instalados nas regiões posteriores de 40 indivíduos. As radiografias, para avaliar o nível ósseo, por 2 examinadores independentes, foram feitas após 6, 12 e 18 meses, após a colocação em função desses implantes. Os autores concluíram que, após 18 meses, a perda óssea foi, significativamente, maior no grupo com implantes de hexágono externo, assim como, a perda de altura de tecido mole, ao redor dos implantes, foi associada aos implantes de hexágono externo.

Castro *et al.* (2015), neste estudo, avaliaram, através da extensometria, as microdeformações geradas, após a aplicação de carga vertical sobre componente protético. Foram utilizados trinta implantes divididos em 3 grupos: 10 implantes de 3,5 X 13 mm; 10 implantes de 4,0 X 13 mm e 10 implantes de 5,0 X 13 mm. Todos os implantes foram submetidos a uma força de compressão de até 1500N. Os autores observaram que o diâmetro dos implantes é um fator muito relevante, com influência direta na redução de *stress* gerado ao redor da porção cervical dos implantes cone morse. Os autores concluíram nesse estudo, que implantes de diâmetro maior, reduzem o *stress*, assim como, mesmo nos implantes mais estreitos, esses apresentam valores aceitáveis clinicamente.

Çehreli *et al.* (2004) avaliaram o papel do ambiente mecânico da aplicação de cargas e o desenho dos implantes que atuam na diferenciação do tecido ósseo. A resposta do tecido ósseo é afetada, diretamente, por estímulos mecânicos dinâmicos, seja remodelando, diminuindo a massa óssea devido a uma baixa demanda de uso, assim como, aumentando a massa óssea, quando submetida a um aumento de forças fisiológicas. Implantes cônicos apresentam menor *stress* na interface osso/implante. Os autores concluíram que o controle das forças é um fator mais importante que o próprio desenho do implante na questão de manutenção do osso marginal.

Chang *et al.* (2010) propuseram, em seu estudo, analisar e comparar o *stress* na interface osso/implante em implante com o conceito de *platform switching* e implantes com *abutments*, do mesmo diâmetro; modelo tradicional através da análise de elemento finito. Como modelo, eles utilizaram implante de 4,1 X 10 mm com *abutment* de 4,1 mm de diâmetro e outro implante de 4,1 X 10 mm com *abutment* de 3,4 mm de diâmetro. Após a aplicação de cargas de 200N, no sentido vertical e de 40N na horizontal, os autores concluíram que, no modelo com conceito *platform switching*, reduziu-se a concentração de *stress*, na área de osso compacto e deslocou-se o *stress* para o osso medular, durante a aplicação da força oblíqua, quando comparado ao modelo tradicional.

Datte *et al.* (2018) avaliaram, através da análise de elementos finitos, as micro deformações geradas, nos componentes protéticos, implantes e no osso, ao redor dos implantes, com o intuito de ajudar os clínicos na escolha dos materiais mais indicados para os componentes protéticos e coroas restauradoras. Foram criados 8 grupos, baseados na combinação dos 4 materiais restauradores (zircônia, cromo cobalto, dissilicato de lítio e cerâmica híbrida) e materiais dos *abutments* (titânio e zircônia) os quais foram submetidos a uma carga de 200N. Com o intuito de validar os resultados do FEA, foi realizado um teste de extensometria o qual apresentou uma variação de menos de 3,83%. Os autores concluíram que o material restaurador utilizado na confecção das coroas protéticas não foi capaz de influenciar a geração de micro deformações, assim como os pilares de zircônia são mais susceptíveis a falhas mecânicas.

Doring *et al.* (2004) avaliaram aspectos funcionais e estéticos de implantes unitários com conexão cônica (cone morse), por até 8 anos de acompanhamento. Foram utilizados nesse estudo, 275 implantes, sendo que 264, receberam *abutment* confeccionados em titânio e 11 receberam *abutment* confeccionados em zircônia. O índice de sucesso foi de 98,2% ao longo de 8 anos com apenas 5 falhas. Os autores observaram que esse modelo de implante obteve uma alta estabilidade mecânica na conexão, o que evitou problemas relacionados tanto ao afrouxamento como à quebra de parafusos, assim como, observaram a presença de osso sobre a plataforma dos implantes. Também foram observadas uma melhor distribuição e transmissão de cargas para o osso. Os autores concluem não terem observado problemas,

complicações mecânicas, assim como, problemas relacionados aos tecidos moles e duros com esses implantes de conexão cônica em função.

Frost (1994) estudou a relação da lei de Wolff com as adaptações dos tecidos ósseos sob estímulos mecânicos para um melhor entendimento clínico. Por mais de 200 anos, as pessoas têm tentado entender as influências mecânicas nos tecidos ósseos vitais. O autor concluiu, em seu estudo que as microdeformações abaixo de 50 microdeformações levam à reabsorção óssea por desuso; microdeformações acima de 1500 micro deformações tornam os osso mais fortes, mais resistentes. Microdeformações entre 3000 e 4000, também, tornam os ossos mais resistentes, assim como aumentam a quantidade de micro fraturas e a capacidade de remodelação óssea.

Gallo-oliani *et al.* (2007) tiveram como objetivo avaliar, através de uma revisão de literatura, os implantes tipo *platform switching* e a sua relação com a remodelação óssea na região de crista óssea. Essa remodelação pode ocorrer por vários fatores como: concentração de forças na região da plataforma, inflamação localizada, na interface implante/*abutment*; opção por procedimento cirúrgico; nível da instalação dos implantes, em relação à crista óssea; uso de broca *countersink*, manutenção de 3 mm de tecido mole, para manutenção do selamento biológico; falta de higiene, *microgap* e tipo de superfície, na região do pescoço do implante. Os autores concluíram que vários são os fatores que podem levar à remodelação da crista óssea e que, apesar dos benefícios clínicos dos implantes *platform switching* ainda não estarem bem relatados na literatura, eles possuem resultados mais favoráveis para a manutenção da crista óssea.

Hurzeler *et al.* (2007) propuseram, através dessa avaliação clínica, verificar a influência do conceito *platform switching* em relação à manutenção da crista óssea, ao redor do implante, com relação aos implantes e *abutments* com diâmetros iguais. Nesse estudo foram utilizados 14 implantes com 5 mm de diâmetro e 8 implantes com 4,1 mm de diâmetro. Todos os implantes foram reabilitados com *abutments* de 4,1 mm de diâmetro. Todos os conjuntos implante/*abutment* foram avaliados, radiograficamente, no dia da instalação das próteses e, após 1 ano de acompanhamento clínico. Os autores concluíram que o conceito *platform switching* limita a perda óssea ao redor dos implantes e que a redução de 0,45mm do perímetro

do *abutment*, em relação aos implantes, parece ser suficiente para evitar a perda óssea.

Lazzara (2006) visou introduzir o conceito *platform switching*, para estabelecer fundamento para o futuro desenvolvimento do entendimento biológico e o desenvolvimento dessa técnica. Quando se transfere a junção implante/*abutment* para o interior do implante, afastando-se da borda da plataforma e da crista óssea, as células inflamatórias ficam confinadas a uma área menor que 90°, ao contrário dos ≤ 180° de área exposta com o tecido mole e duro, ao redor do implante, resultando em um menor efeito inflamatório nessa região. O autor também alertou que, independente de realizar a instalação dos implantes em 1 ou 2 fases cirúrgicas, o primeiro componente deve ser de diâmetro reduzido, isso porque, a remodelação óssea começa após a exposição do implante ao meio bucal e essa não volta ao nível cirúrgico mesmo que seja instalado, mais tarde, um componente de menor diâmetro. O autor concluiu que o conceito *platform switching*” preserva a crista óssea e que, durante um período de 13 anos, grandes perdas, na região de crista óssea, nunca foram observadas como ocorreu em implantes restaurados com *abutment* do mesmo diâmetro.

Mangano *et al.* (2010) avaliaram a utilização de implantes com conexão cone morse para reabilitar coroas unitárias nos arcos dentários. De 2003 a 2007 foram instalados 307 implantes em 295 pacientes de ambos os sexos, sendo 162 implantes instalados na maxila e 145 implantes instalados na mandíbula; 115 implantes nas regiões anteriores e 192 nas regiões posteriores. Ao final do estudo, com acompanhamento de 4 anos, apenas 5 implantes falharam. Com esses resultados, os autores concluíram que a conexão cone morse representa a opção ideal para reabilitar os casos de elementos unitários, mesmo para os casos reabilitados nas regiões posteriores de mandíbula e maxila, devido à baixa incidência de afrouxamento de parafuso (apenas 2 casos que representaram 0,66% dos casos), sem fratura de *abutment*.

Pizolato *et al.* (2007) procuraram, neste estudo, avaliar a força máxima de mordida de pacientes adultos jovens com disfunção temporo mandibular (DTM) e bruxismo. Foram selecionados 12 mulheres com média de 21 anos e 6 meses e 7 homens com média de 22 anos e 4 meses de idade para o grupo com DTM e bruxismo. Para o grupo controle foram selecionados 10 mulheres com média de 21 anos e 4

meses e 9 homens com média de 22 anos e 4 meses de idade. Com o auxílio de gnatodinamômetro, foram colhidos os dados das mordidas de cada participante sempre na região de 1º molar. O grupo controle masculino obteve uma média de 653,88N e o grupo feminino obteve uma média de 463,54N de força máxima de mordida. No grupo com DTM e bruxismo masculino, obteve-se uma média de 415,80N e no grupo feminino obteve-se uma média de 185,79N de força máxima de mordida. Os autores concluíram que os homens apresentam a força máxima de mordida maior que as mulheres; a presença de DTM e bruxismo reduziu a força máxima de mordida no grupo das mulheres devido à sintomatologia dolorosa, porém esse achado não se apresentou significativo no grupo dos homens.

Quaresma *et al.* (2008) em seu estudo procuraram verificar a distribuição de *stress* na prótese, no *abutment*, no implante e no osso utilizando, para isso, implantes de conexão interna e implantes de conexão cônica com o auxílio da análise de elemento finito. Simulando um implante de hexágono interno (HI) de 3,8 X 11 mm e um implante cone morse (CM) de 3,5 X 11 mm submetidos a uma carga vertical de 100N na cúspide vestibular de uma coroa metalo-cerâmica, os autores observaram que o *stress*, na coroa, no osso cortical e no osso medular foi maior no implante HI e o *stress* no *abutment* foi maior no implante CM.

Shirai *et al.* (2018) procuraram em seu estudo avaliar se exercícios mastigatórios, com goma de mascar, poderiam aumentar a força máxima de mordida em indivíduos com diferentes morfologias faciais de ambos os sexos. Esses pacientes foram orientados a realizar exercícios mastigatórios por 5 minutos, 2 vezes ao dia durante 4 semanas. As tomadas de força máxima de mordida foram tomadas antes de iniciarem os exercícios (T1) e após 4 semanas (T2). As medidas de força máxima de mordida em (T1), nos indivíduos braqui, obtiveram os maiores índices, atingindo 663N ± 32. Após 4 semanas de exercícios, a força máxima de mordida aumentou em todos os grupos, sendo que os maiores valores foram observados, novamente, no grupo braqui com 744N ± 31. Os autores concluíram que os exercícios mastigatórios com goma de mascar apresentam eficiência no aumento de força máxima de mordida.

Tabata *et al.* (2011) avaliaram a distribuição do *stress* no tecido ósseo, no implante e também no componente protético através da análise de elementos finitos. Foram criados 3 grupos utilizando: grupo 1 – implante de plataforma regular sendo um implante de 4,1 x 10 mm associado a um pilar UCLA de 4,1 mm de diâmetro, grupo 2

- *platform-switching* sendo um implante de 5,0 X 10 mm associado a um pilar UCLA de 4,1 mm de diâmetro e o grupo 3 - plataforma larga sendo um implante de 5,0 X 10 mm associado a um pilar UCLA de 5 mm de diâmetro. No modelo tridimensional foram aplicadas cargas de 100N, no sentido axial e oblíquo. Os autores concluíram que o grupo 2 obteve uma redução no *stress* gerado na região de osso peri implantar e nos implantes quando o conceito *platform-switching* foi utilizado.

Tenenbaum (2003) investigou a interface implante/*abutment* dos implantes da marca Ankylos e os tecidos moles, ao redor dos implantes instalados em cachorros. Foram utilizados 6 cachorros que receberam 2 implantes (Ankylos; Friadent, Mannheim, Germany) na região de pré molares da mandíbula, os quais não foram colocados, em função, nem tão pouco foi realizado controle de placa bacteriana. Após 6 meses, os animais foram sacrificados, sendo então realizadas as análises histométricas. Os autores concluíram que o tecido mole na região da interface implante/*abutment*, é a chave do sucesso a longo prazo do implante, onde a presença ou não de *microgap*, está ligada diretamente à contaminação bacteriana. A ausência de *microgap*, combinada a uma largura e altura de tecido conectivo, poderia aumentar a proteção contra o bombeamento bacteriano e inflamação tecidual.

Zinsli *et al.* (2004) avaliaram 298 implantes estreitos com diâmetro de 3,3 mm e comprimento, variando de 8 a 12 mm, para reabilitar coroas unitárias, próteses fixas parciais e próteses totais, sendo acompanhadas, clinicamente por até 10 anos, com avaliação periódica anual de todos os implantes. Após 10 anos de acompanhamento longitudinal, ocorreram apenas 3 falhas e 2 fraturas, obtendo-se assim uma taxa de sucesso de 98,7%. Após 5 anos, essa taxa de sucesso é comparável à taxa de sucesso de implantes de tamanho padrão.

2.4 Perdas Dentárias

Battistuzzi *et al.* (1987), em seu trabalho, analisaram, de maneira mais clara, as perdas de elementos dentários através da frequência, localização, falência de oclusão e idade, assim como o fator sócio-econômico. Foram analisados 750 pacientes. Os autores verificaram e concluíram, através desse estudo, que os fatores

sócio-econômicos e a idade são os mais relevantes em relação à perda de dentes. Também, verificaram que os dentes da região de molares são os primeiros dentes a serem perdidos independente da classe sócio-econômica do paciente.

Becker *et al.* (1999) avaliaram 282 implantes, instalados na região de molares superiores e inferiores, que foram acompanhados, longitudinalmente, por aproximadamente 6 anos. Todos os implantes foram instalados utilizando a técnica de 2 fases cirúrgicas. Os autores relataram que a instalação de implantes nas regiões de molares superiores e inferiores, apresentou os maiores desafios, visto apresentar uma demanda maior quando comparada com a região anterior e, também, por apresentar uma menor quantidade e qualidade óssea. Poucos são os estudos que avaliaram a taxa de sucesso de implantes nas regiões posteriores. Após 6 anos de acompanhantes, 18 implantes foram perdidos na mandíbula e 12 implantes foram perdidos na maxila, atingindo um índice de sucesso de 91,5% e 82,9%, respectivamente. A perda óssea foi de 1,98 mm, na maxila, e 2,02 mm na mandíbula. Os autores concluíram que implantes, instalados na região posterior de molares, apresentam um bom prognóstico com 6 anos de acompanhamento.

Fernández-Barrera *et al.* (2016) avaliou neste estudo a contribuição para as perdas totais dos dentes a indicação de extrações para a realização de tratamentos protéticos. De um total de 749, 161 dentes foram extraídos exclusivamente para possibilitar a realização de tratamentos protéticos, 330 eram exclusivamente molares, representando um total de 44% dos dentes perdidos. O autor concluiu que as extrações dentárias devem ser contextualizadas por várias razões pelas quais alguns dentes acabam sendo perdidos e não simplesmente atribuir toda a perda dentária a negligência clínica.

Hirschfeld (1978) avaliou em seu trabalho as perdas dentárias de 600 pacientes que foram submetidos a tratamentos periodontais cirurgicos e não cirurgicos durante 15 anos. Ao final deste estudo o autor verificou que 300 pacientes não haviam perdido nenhum dente; assim como também verificou que a maior incidência de perdas dentárias ocorreu na região dos molares superior e inferiores. O autor também verificou que o índice de perdas dentárias de dentes que foram submetidos a cirurgias periodontais foi comparável ao dentes não tratados com cirurgia, concluindo assim que a preservação dentária parecia estar mais intimamente relacionado com o tipo de caso do que com o tipo de tratamento realizado.

Montandon (2012) avaliou neste estudo a prevalência de perdas dentárias, analisando fatores como: gênero, idade, tipo e os motivos que levaram as 800 extrações realizadas em 439 pacientes estudados entre os anos de 1999 e 2002. Destes 800 elementos perdidos, 508 ocorreram nas regiões posteriores de maxila e mandíbula, totalizando 63,5% de todos os dentes perdidos. O autor concluiu que o fator idade é muito importante para relação com as extrações entretanto, o fator doença periodontal e cárie dentária são os principais fatores responsáveis pelas perdas dentárias.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo principal desse estudo, *in vitro* e *in silico*, foi verificar as micro deformações na região de crista óssea, oriundas da aplicação de carga vertical de 300N em coroas de diferentes materiais, suportadas por implantes unitários com diferentes diâmetros, comprimento reduzido e conexão cone morse, por meio de análise por elementos finitos e da extensometria.

As seguintes hipóteses foram formuladas:

- a) Hipótese nula 1 – O material restaurador não produzirá diferenças significantes nas magnitudes de micro deformação ao redor dos implantes;
- b) Hipótese nula 2 – O diâmetro dos implantes não produzirá diferenças significantes nas magnitudes de micro deformação ao redor dos implantes.

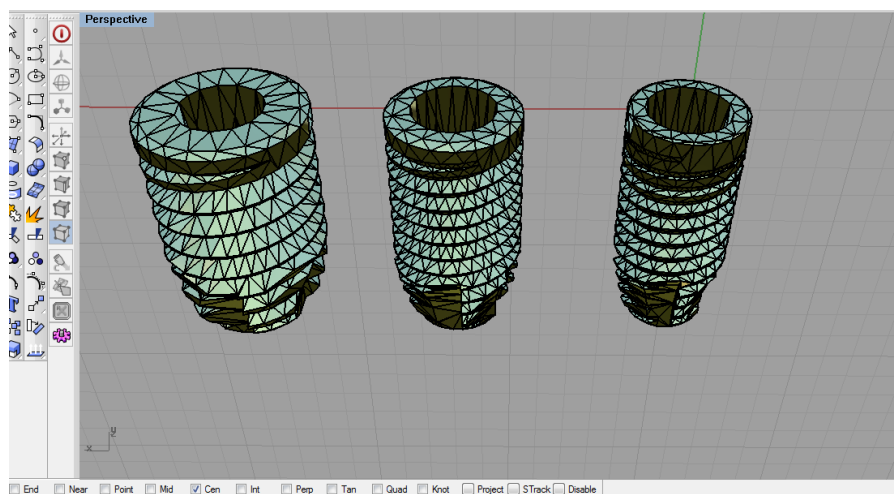
4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Análise por elementos finitos

4.1.1 Obtenção do desenho tridimensional

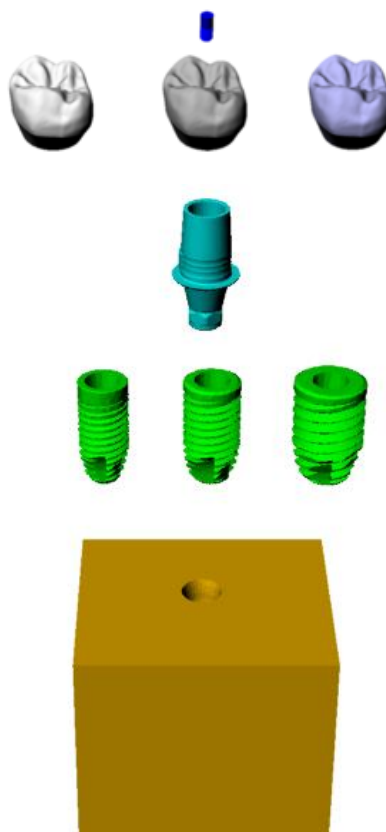
Inicialmente através do *software* Rhinoceros 4.0, foram obtidos três modelos de implantes com altura de 8mm e diâmetro de 3,5 mm, 4,0 mm e 5,0 mm respectivamente com o auxílio dos dados cedidos pela empresa NEODENT (.stl). Todos os implantes são do tipo cilíndrico, com inclinação do cone interno de 11,5°, roscas externas em formato de V, com inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante. O implante com diâmetro de 3,5 mm possui o passo de rosca de 0,5 mm e profundidade de 0,3 mm, o implante com diâmetro de 4,0 mm possui o passo de rosca de 0,6 mm e profundidade de 0,38 mm e o implante com diâmetro de 5,0 mm possui o passo de rosca de 0,8 mm e profundidade de 0,5 mm. O pilar base de titânio foi modelado com 2,5 mm de diâmetro de conexão interna e cinta de transmucoso de 4,5 mm, com o auxílio dos dados cedidos pela empresa NEODENT (.stl), posicionado dentro dos três implantes. Cada implante foi embutido no desenho tridimensional no interior de um bloco de poliuretano com dimensões de 45 mm de comprimento por 45 mm de largura e 30 mm de altura. Por último, foi confeccionada a coroa unitária em três tipos de material: cromo cobalto, zircônia e dissilicato de lítio, seguindo a anatomia de um primeiro molar superior (Figura 1 e 2). Após a obtenção de modelos tridimensionais sólidos e volumétricos, os mesmos foram exportados para o *software* de análise em formato “STEP”.

Figura 1 - Geometrias de implantes com diferentes diâmetros desenhadas em software de desenho assistido por computador (.STL)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 2 - Geometrias utilizadas para concepção do estudo computacional



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.1.2 Processamento da análise por elementos finitos

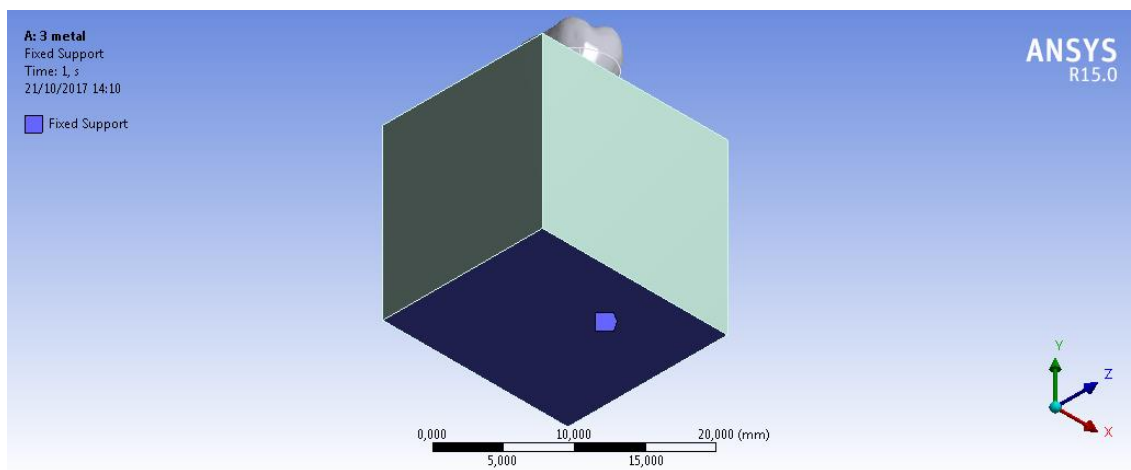
Após a importação das geometrias no *software* e Ansys (ANSYS - Swanson Analysis Systems Inc., Houston, PA, USA), as informações dos materiais foram inseridas para cada estrutura do sistema segundo o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, assumindo um comportamento isotrópico, linearmente, elástico e homogêneo para todos (Quadro 1). Os contatos foram considerados colados entre todos os corpos, a fixação foi na face inferior do bloco de poliuretano e o carregamento foi axial, no centro da coroa protética, em região de tripoidismo, ao redor da abertura de acesso do parafuso protético, sentido do eixo Z. Elementos tetraédricos (382.561) formaram a malha e os resultados obtidos foram em tensão de Von-mises, deformação máxima principal e deformação mínima principal. A superfície externa inferior do bloco de poliuretano foi utilizada para fixação do sistema, impedindo movimentos de deslocamento no eixo Z, durante a aplicação de carga (Figura 3).

Quadro 1 - Propriedade mecânica dos materiais utilizados no estudo com base na literatura

Estrutura	Poisson's Ratio	Módulo Elástico	Referências
Titânio (implante)	0.35	110	Pierrisnard <i>et al</i> , 2003
Zircônia	0.31	205	Pereira <i>et al</i> , 2010
Cr-Co (Cromo-Cobalto)	0.33	218	Anusavice,2013
Dissilicato de Lítio	0.22	63.9	Ramos <i>et al</i> , 2016

Fonte: Elaborado pelo autor.

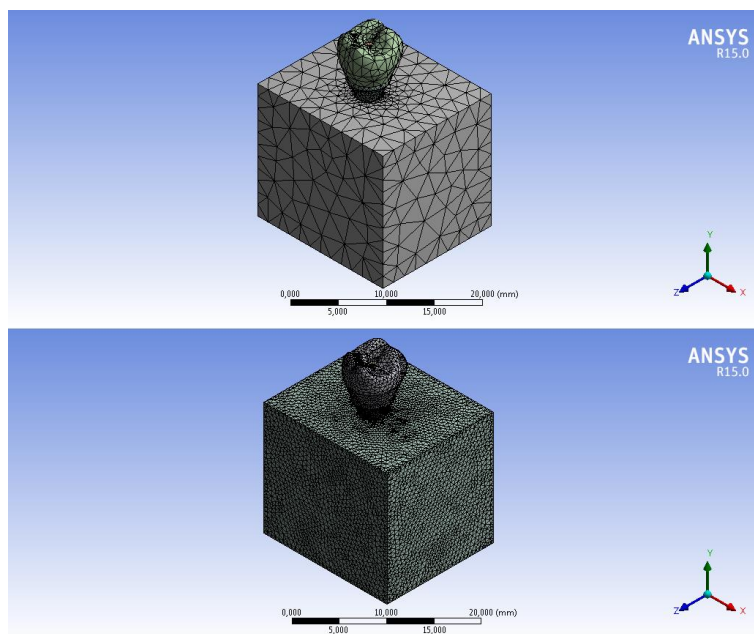
Figura 3 - Fixação do sistema na face inferior do bloco de poliuretano



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em seguida, foi realizado um teste de convergência de malha de modo que o número de nós e elementos utilizados na subdivisão da geometria complexa, não interferisse nos resultados. O teste de convergência assumido foi de 10% de variação, sendo que os resultados que demonstraram diferença maior do que a porcentagem estabelecida, foram assumidos como significantes. Após a convergência da malha, o número total de elementos foi de 382.561 com 621.247 nós, aproximadamente (Figura 4).

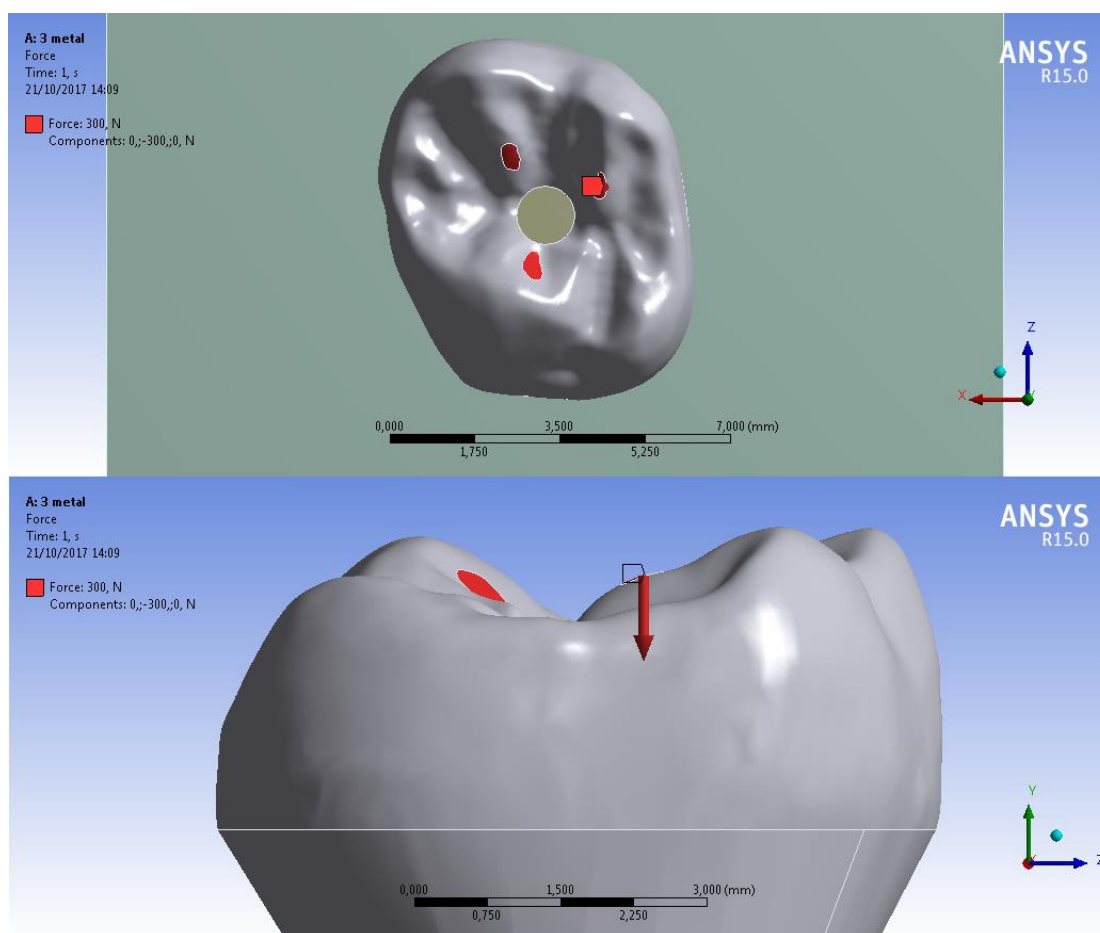
Figura 4 - Convergência da malha da geometria



Legenda: Na imagem superior, a malha gerada, automaticamente, pelo programa e na imagem inferior, a malha gerada após cálculo de convergência pelo operador.
Fonte: Elaborado pelo autor.

A aplicação de carga foi no centro da coroa protética, ao redor da abertura de acesso do parafuso protético, sentido do eixo Z com magnitude de 300N (Figura 5).

Figura 5 - Aplicação de carga na coroa protética durante simulação de carga oclusal



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Análise de extensometria

4.2.1 Instalação dos implantes e dos pilares protéticos

Neste estudo, utilizamos os implantes cilíndricos (Implante Titamax CM 3,5 X 8 mm - Neodent - Curitiba - Brasil), como grupo experimental e (Implante Titamax CM 4,0 X 8 mm e Implante Titamax CM 5,0 X 8 mm - Neodent - Curitiba - Brasil), como grupos controle. Eles foram instalados em moldes de poliuretano com o auxílio de um dispositivo que deixaram os implantes 2 mm abaixo da crista óssea (Figura 8 e 9) e

neles foram instalados os componentes protéticos (Pilar CM 4,5 - Neodent - Curitiba - Brasil) (Figuras 6 e 7).

Figura 6 - Pilar CM 4,5 mm



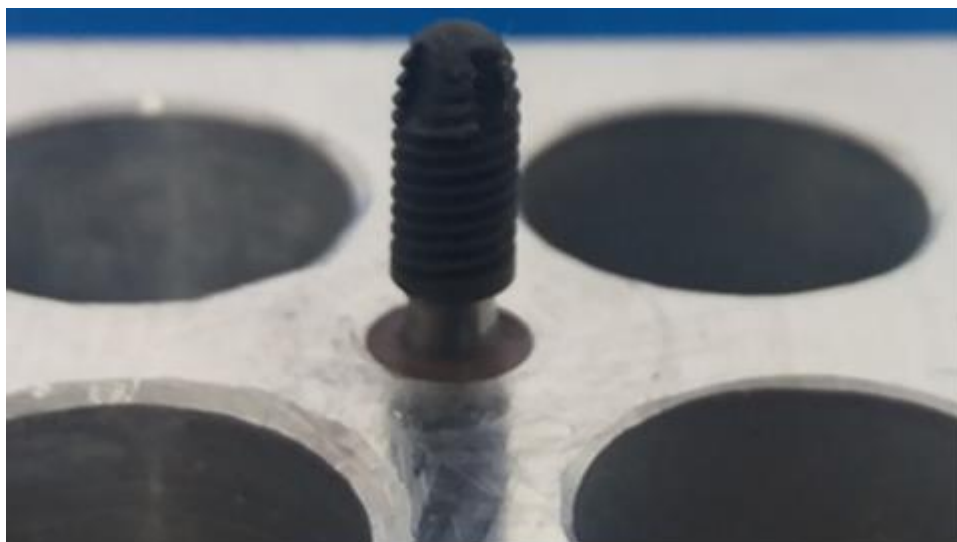
Fonte: www.neodent.com.br

Figura 7 - Implante unido ao pilar CM



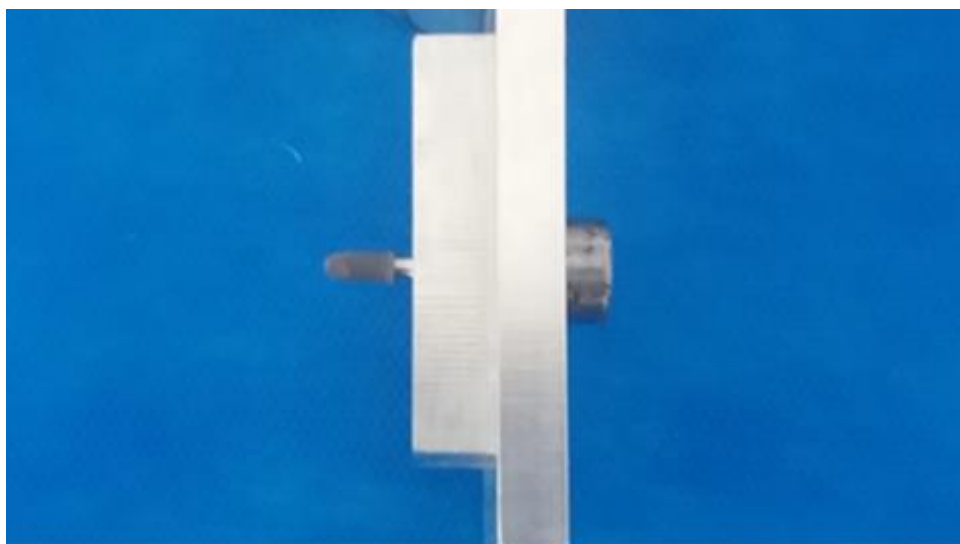
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 - Dispositivo de fixação no conjunto implante/componente



Fonte: Elaborado pelo autor.

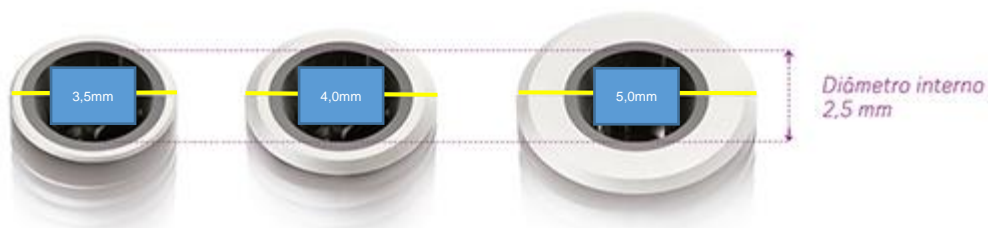
Figura 9 - Dispositivo de fixação no conjunto implante/componente - Perfil



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ambos os grupos possuem 2,5 mm de diâmetro interno (Figura 10), garantindo um pilar idêntico e ausência da influência do componente nos resultados do estudo.

Figura 10 - Diâmetro externo e interno das fixações



Fonte: www.neodent.com.br

O bloco 1 recebeu o implante de 3,5 mm de diâmetro, o bloco 2 recebeu o implante de 4,0 mm de diâmetro e o bloco 3 recebeu o implante de 5,0 mm de diâmetro. Com o auxílio de um gabarito, confeccionado em alumínio e um dispositivo de suporte os implantes foram “mergulhados”, na resina de poliuretano, aguardando o tempo de polimerização.

Após a completa polimerização do material resinoso e acabamento das peças, os pilares CM foram removidos e substituídos pelos pilares base de titânio de 4,5 mm de transmucoso (Cod 135.117 - Neodent - Curitiba - Brasil). (Figura 11)

Figura 11 - Pilar base de titânio

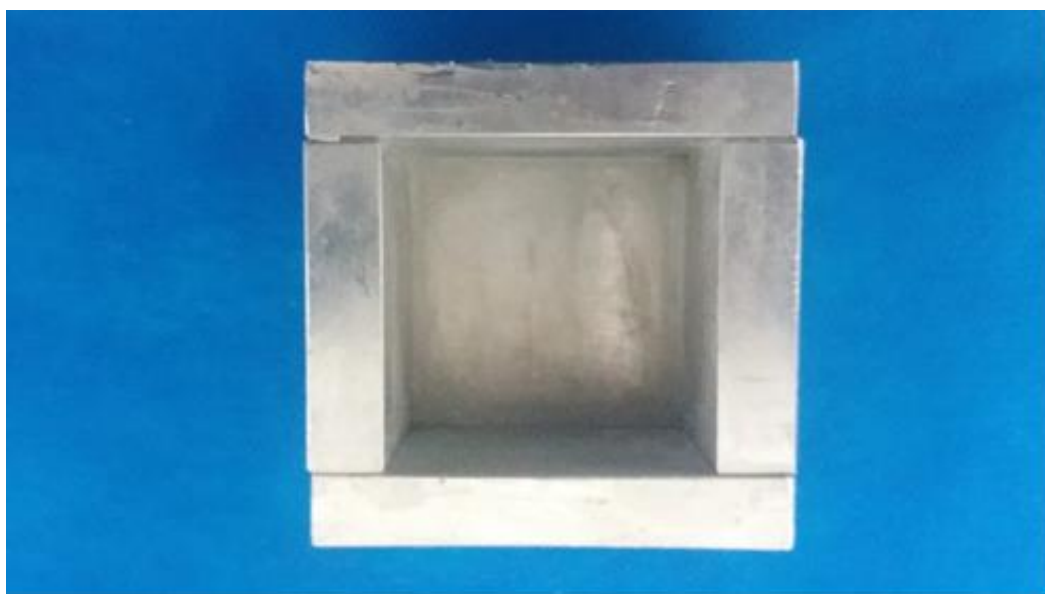


Fonte: www.neodent.com.br

4.2.2 Obtenção do bloco de poliuretano

Para a obtenção dos três blocos de poliuretano, utilizou-se a Resina F160 (Resina de Poliuretano F160 Axson technologies, Cercy - França) com módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (ISO 178:2010, 1289 Mpa), a qual foi utilizada em uma matriz metálica de alumínio de forma quadrada com dimensões internas de 45 x 45 x 30 mm(Figura 12).

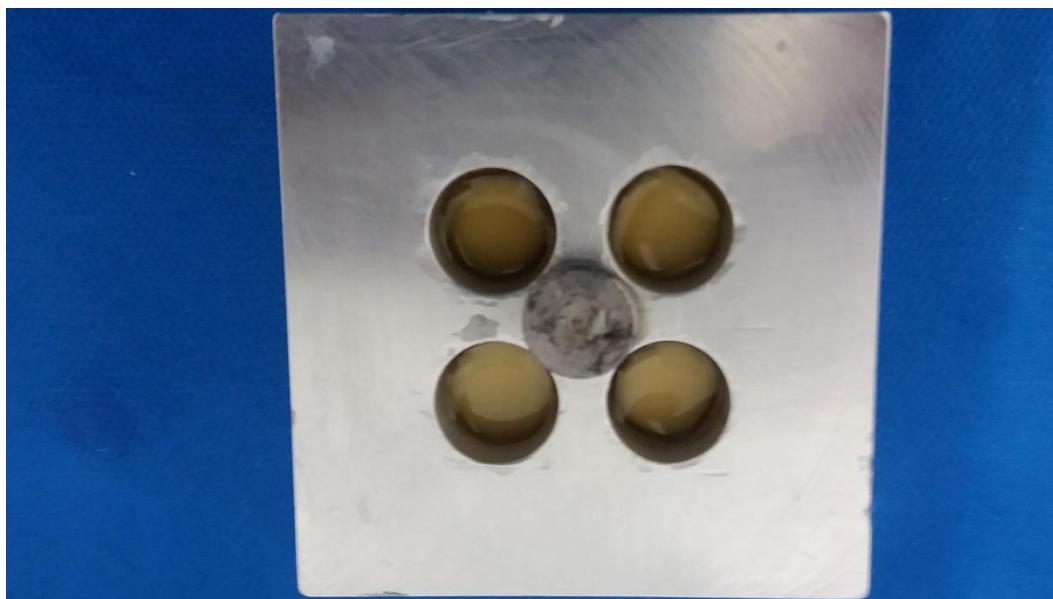
Figura 12 - Matriz metálica de alumínio



Fonte: Elaborado pelo autor.

A resina de poliuretano (Resina de Poliuretano F160 Axson technologies, Cercy - França), que constitui os blocos, foi obtida após medidas na proporção 1:1 com o auxílio de pipetas de vidro, de uma base e um catalisador, tendo sido misturada no interior de um grau de vidro, com o auxílio de uma espátula até a homogeneização total. Em seguida, a resina foi vertida na matriz metálica, preenchendo-a completamente(Figura 13).

Figura 13 - Matriz preechida



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após a polimerização do poliuretano, foi realizada a remoção da matriz; as superfícies dos blocos foram lixadas com lixas de granulações progressivas (600 a 1200) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até se obter uma superfície com o menor número possível de irregularidades. Após esse processo, os blocos possuem as dimensões de: 45 mm de comprimento por 45 mm de largura e 30 mm de altura.

4.2.3 Confeção das coroas

Visando eliminar as distorções provocadas pelos materiais e procedimentos de confecção das coroas, todas as coroas anatômicas, independentes do material, cromo cobalto (Magnum Splendidum type 4 - Mesa - Itália), zircônia monolítica (Z-CAD - Metoxit AG - Suíça) e Dissilicdato de Lítio Monolítico (Emax-CAD - Schaan - Liechtenstein), foram confeccionadas através da tecnologia CAD/CAM, utilizando a fresadora modelo Ultrasonic 20 Linear (DMG Sauer- Alemanha), seguindo a norma ISO com o intuito de padronizar a anatomia externa e as dimensões das coroas, assim

como, padronizar o espaço entre a porção interna da coroa e o munhão. A anatomia das coroas foi selecionada através da biblioteca do *software* SMART DENT/Exocad (*Darmstadt - Germany*); totalizando dez coroas (N=10), de cada material

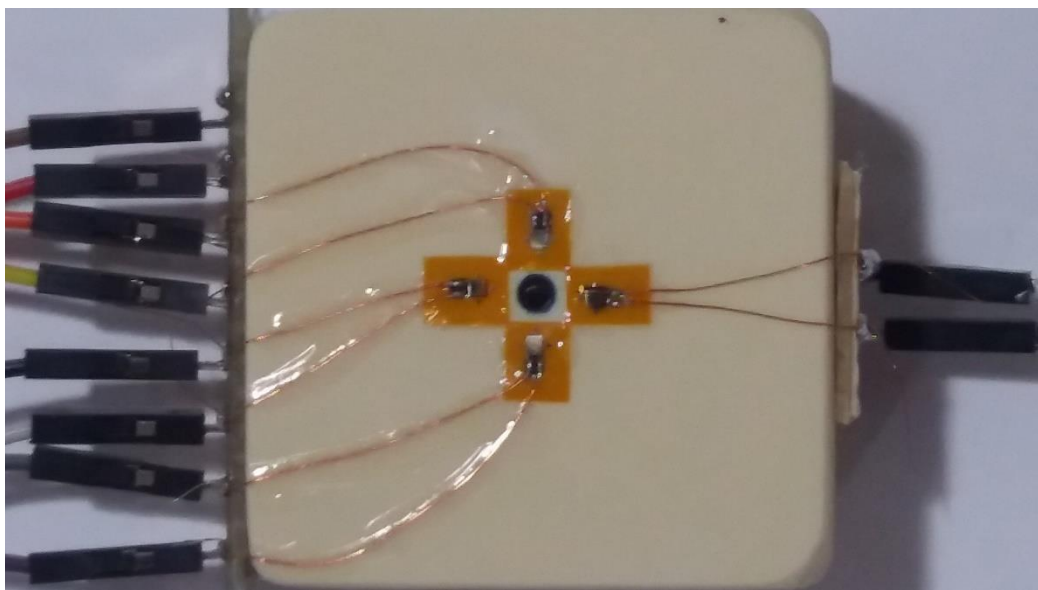
4.2.4 Instalação das coroas

Todas as coroas foram cimentadas sobre os pilares, seguindo as orientações do fabricante com cimento resinoso RelyX Ultimate associado ao Single bond universal (3M Company).

4.2.5 Colagem dos extensômetros

Os extensômetros (Excel Sensores - São Paulo - Brasil), modelo PA 060BG 120, foram colados com o adesivo à base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo - Brasil) ao redor de cada um dos implantes. Cada extensômetro linear elétrico correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem: canal 8 - mesial do implante; canal 9 - palatina do implante; canal 10 - vestibular do implante, canal 11 - distal do implante. Previamente aos procedimentos de colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120Ω , utilizando aparelho multímetro (Minipa ET 1002: Minipa, São Paulo - Brasil). Foram posicionados quatro extensômetros ao redor dos componentes (Figura 14) os quais foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (ADS 2000, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo - Brasil) formando uma ligação denominada $\frac{1}{2}$ ponte de Wheatstone de 120Ω , que é um circuito elétrico capaz de detectar alterações de resistência provocadas pela deformação.

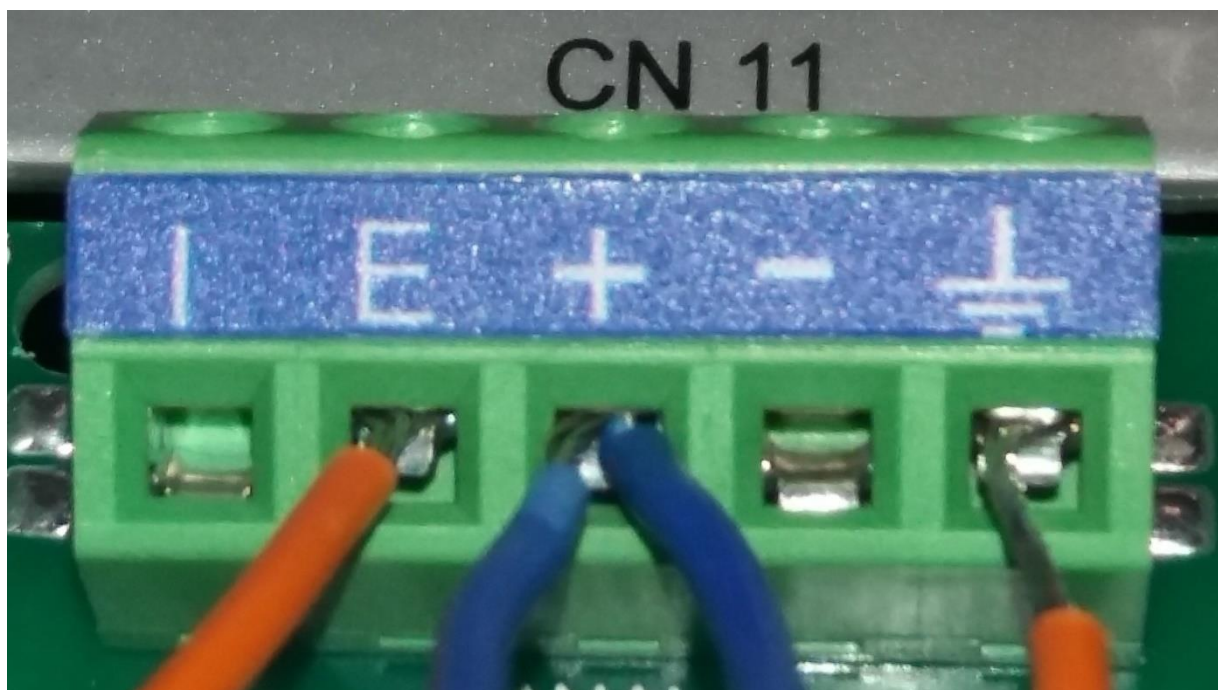
Figura 14 - Extensômetros posicionados



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para registrar, adequadamente, as variações ocorridas no circuito elétrico, todo corpo de prova experimental era ligado ao aparelho condicionador de sinais elétricos, juntamente com um corpo experimental “passivo”, com o intuito de comparar um corpo de prova sob carga e outro totalmente inerte, em que os fios ativos são ligados aos terminais E e + e os fios passivos são ligados aos terminais + e terra(Figura 15).

Figura 15 - Ligação no aparelho condicionador



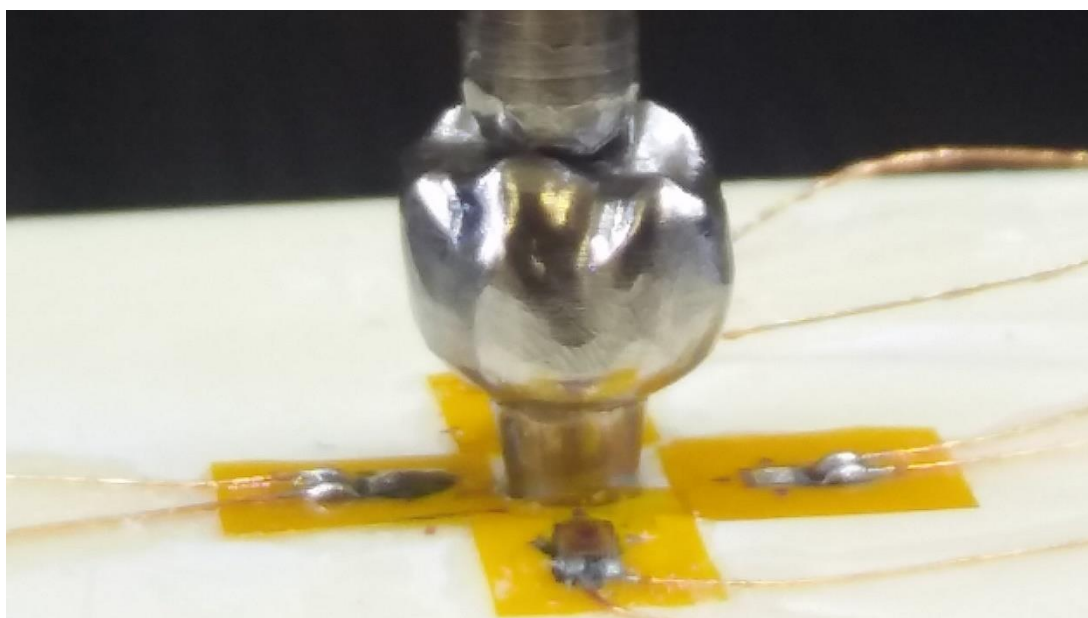
Fonte: Elaborado pelo autor.

Também para registrar, adequadamente, as variações ocorridas no circuito elétrico, essas foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado, realizou sua conversão de analógico para digital. As variações elétricas foram transformadas para unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) pelo *software* AQDados de aquisição de dados, responsável pelo registro das informações. A magnitude de deformação, em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). Antes de cada leitura, o aparato foi zerado, balanceado e calibrado, sem *stress* no modelo experimental ativo e no passivo. Esses procedimentos foram repetidos a cada troca de coroa e implante.

4.2.6 Aplicação das cargas

Na aplicação de carga, foi utilizada uma máquina de ensaio universal de aplicação de carga (EMIC - Instron - Brasil), que permitiu carregamentos estáticos verticais sobre a superfície oclusal das coroas. O dispositivo possui célula de carga de 500N e uma ponta esférica com 4 mm de diâmetro (Figura 16) que foi posicionada ao redor da abertura de acesso do parafuso protético da coroa protética com uma carga vertical de 300N, a qual foi aplicada e mantida, por um período de 10 segundos após atingir os 300N.

Figura 16 - Ponta aplicadora de carga posicionada



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Planejamento Experimental

O delineamento deste estudo seguiu o esquema fatorial tipo 3 x 3, sendo que as variáveis dependentes estudadas foram: deslocamento máxima e a

microdeformação. As variáveis independentes estudadas foram: materiais restauradores e o diâmetro dos implantes. A unidade experimental foi de 9 condições experimentais com 10 repetições cada, denominada como corpo de prova.

Para comparar a magnitude de micro deformação resultante da aplicação de carga, a natureza das microdeformações obtida na extensometria, positivas e negativas, foi transformada em valores absolutos (em módulo), os quais foram utilizados para calcular os valores médios dos picos (valores máximos) de microdeformação.

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrões. Os dados obtidos na extensometria foram submetidos à análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) de dois fatores: material restaurador e diâmetro do implante. Após o teste ANOVA, aplicou-se o teste de Comparação Múltipla de Tukey para os fatores que mostraram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

As análises estatísticas foram realizadas por meio do programa computacional: MINITAB (Minitab, version 17.1.0, 2013).

5 RESULTADOS

5.1 Análise por extensometria

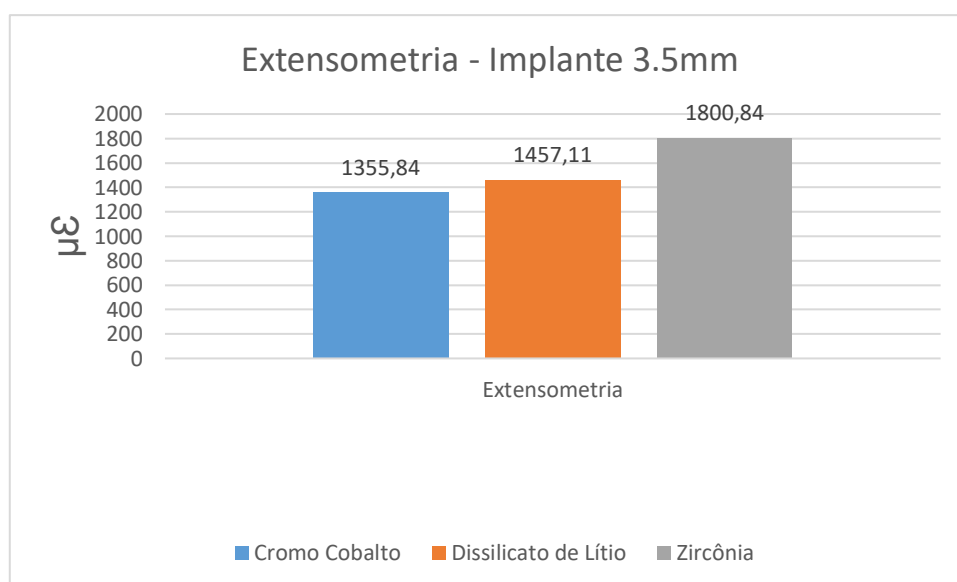
Os valores de microdeformação originais, registrados pelos quatro extensômetros, após a aplicação de carga vertical estática de 300N sobre cada corpo de prova, estão demonstrados no apêndice.

Para a análise estatística, foram utilizados os valores máximos de microdeformação em módulo, permitindo comparações entre a magnitude de deformação resultante do tipo de configuração e do ponto de aplicação de carga.

Inicialmente, foram obtidas as médias dos picos (valores máximos) de microdeformação obtidas entre os quatro extensômetros (SG), para cada corpo de prova.

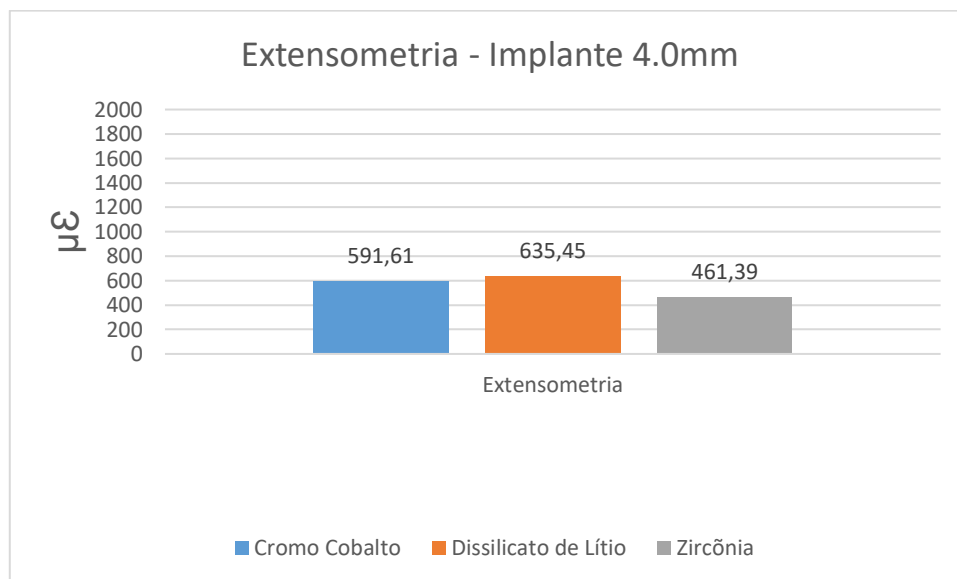
Para a análise da extensometria, os resultados foram obtidos em gráficos de tensões, representando, de maneira quantitativa o comportamento mecânico das estruturas (Figuras 17,18,19 e 20).

Figura 17 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 3,5 mm de diâmetro



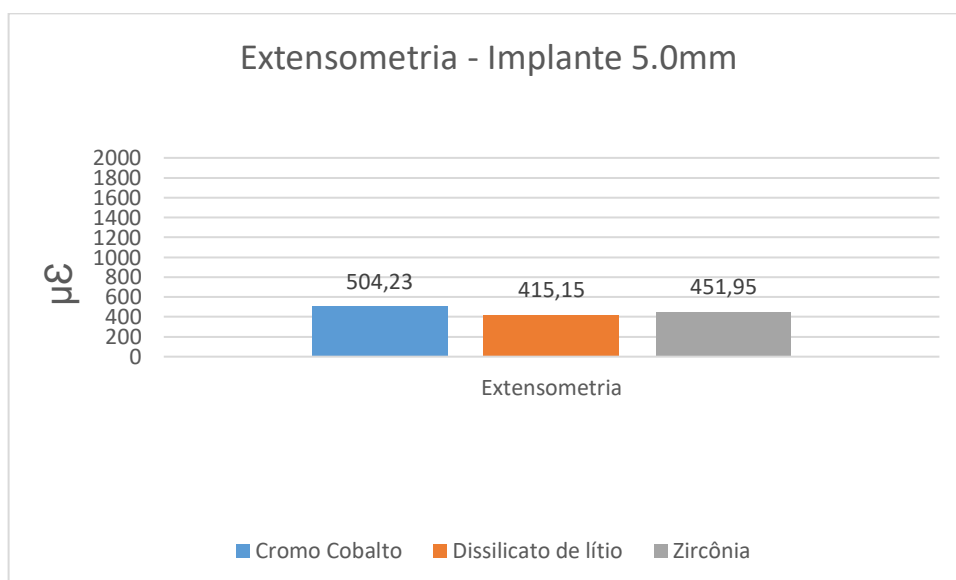
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 18 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 4,0 mm de diâmetro



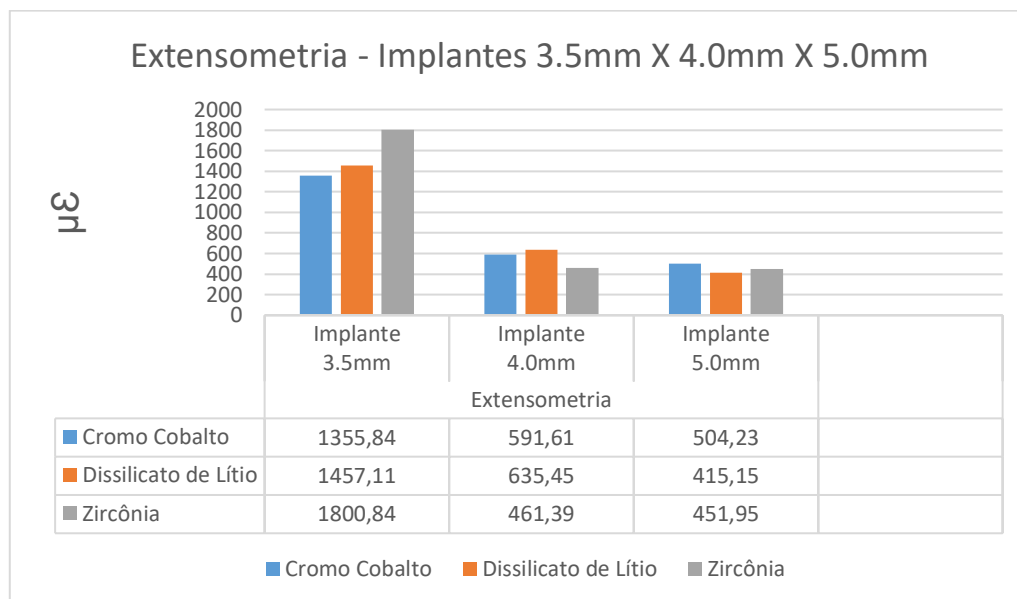
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 - Média das tensões máximas sobre os implantes de 5,0 mm de diâmetro



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - Média das tensões máximas sobre todos os implantes



Fonte: Elaborado pelo autor.

Ambos os resultados foram equivalentes, não apresentando diferença estatisticamente significativa, para o fator material. A extensometria se mostrou um importante teste no sentido de corroborar os resultados obtidos, na análise de elementos finitos na distribuição de tensões, em que o fator material restaurador apresentou desempenho similar, assim como, no aspecto quantitativo.

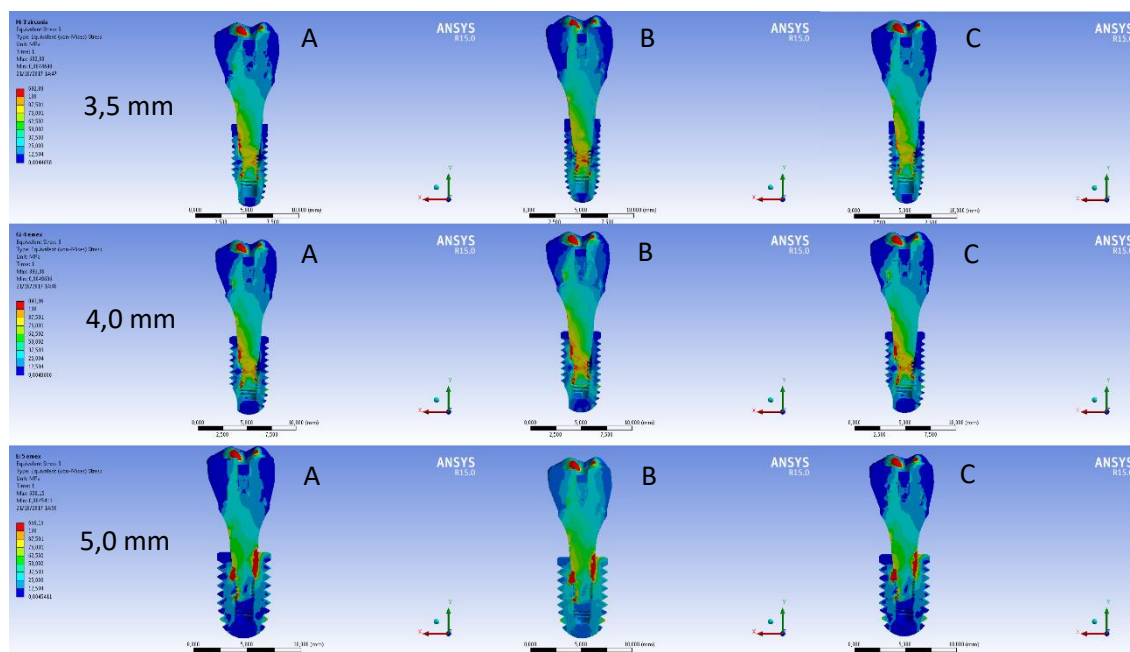
5.2 Análise por Elementos Finitos

Para a análise por elementos finitos (FEA), os resultados foram obtidos em gráficos colorimétricos de tensões, representando de maneira qualitativa o comportamento mecânico das estruturas. Inicialmente, os resultados de Von-mises foram utilizados para analisar a tensão geral do sistema de prótese e implante.

É possível observar um comportamento mecânico semelhante entre os implantes de mesmo diâmetro com coroas diferentes, com discreta diferença na região de roscas do pilar. Para o diâmetro do implante, a concentração de tensão foi

proporcional ao aumento da espessura da parede lateral (Figura 21).

Figura 21 - Tensão de Von-mises no conjunto de prótese sobre implante

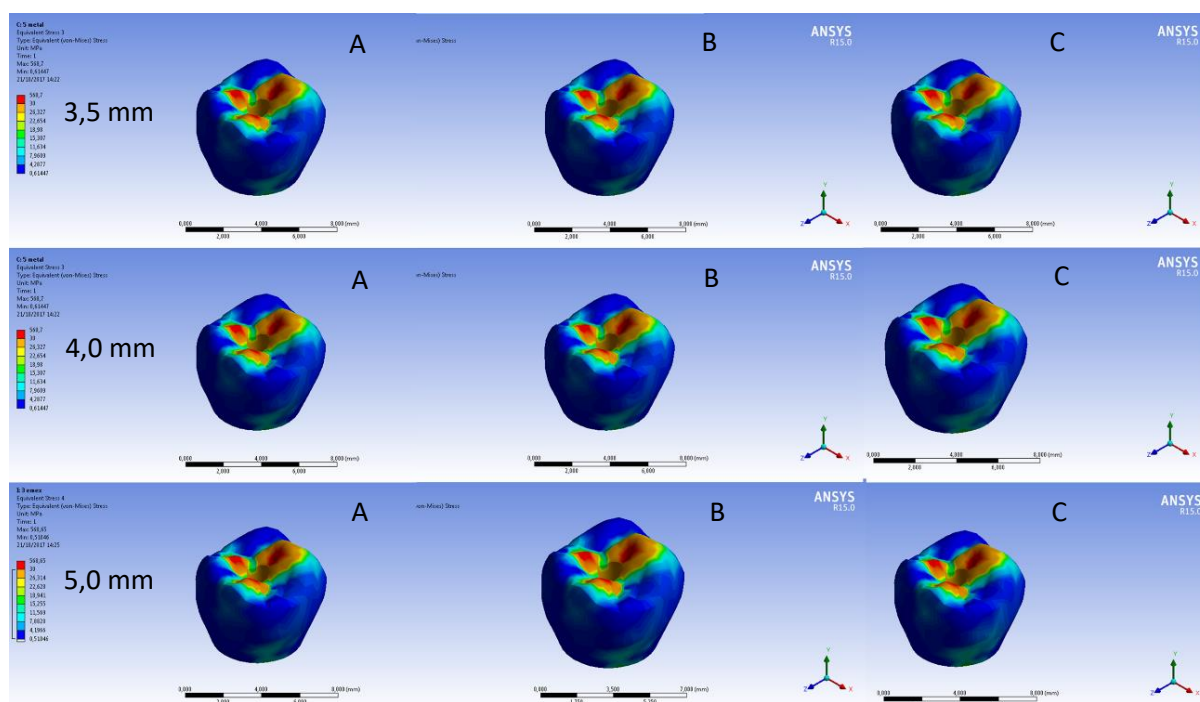


Legenda: A) Dissilicato de Lítio; B) Cobalto-Cromo; C) Zircônia.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Em seguida, foram avaliadas as tensões de Von-mises na coroa protética, evidenciando semelhança entre todos os grupos (Figura 22) e nas roscas externas dos implantes isolados evidenciando melhor comportamento mecânico para os implantes longos ($\geq 4,0$ mm), independente do material da coroa (Figura 23).

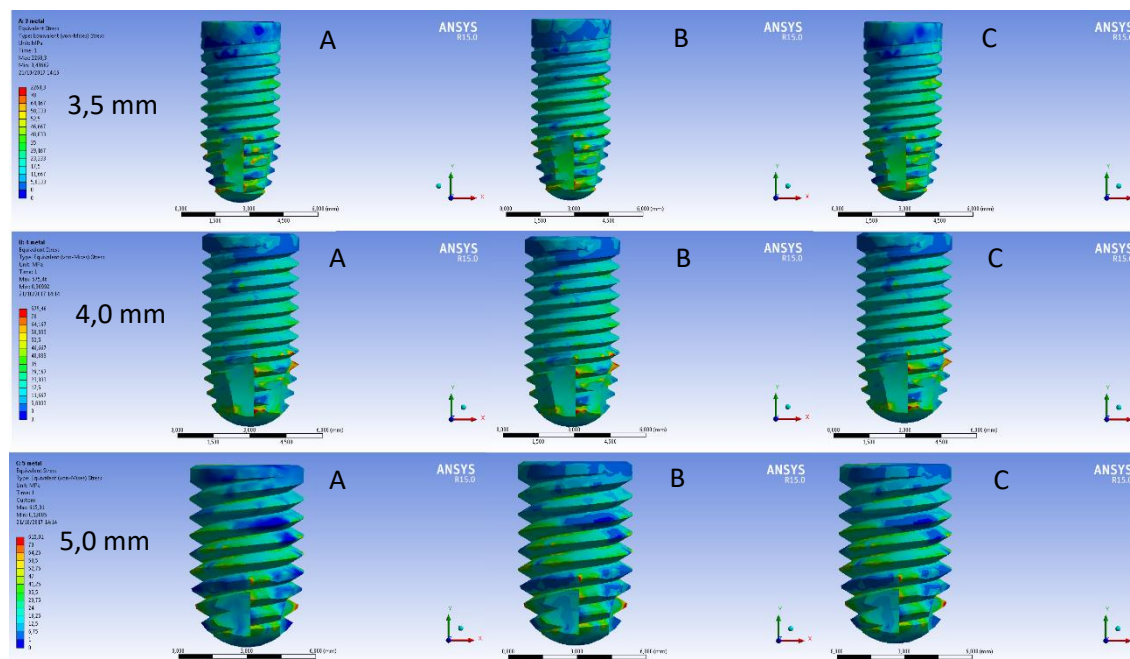
Figura 22 - Tensão de Von-mises nas coroas protéticas



Legenda: A) Dissilicato de Lítio; B) Cobalto-Cromo; C) Zircônia.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 23- Tensão de Von-mises na superfície externa dos implantes

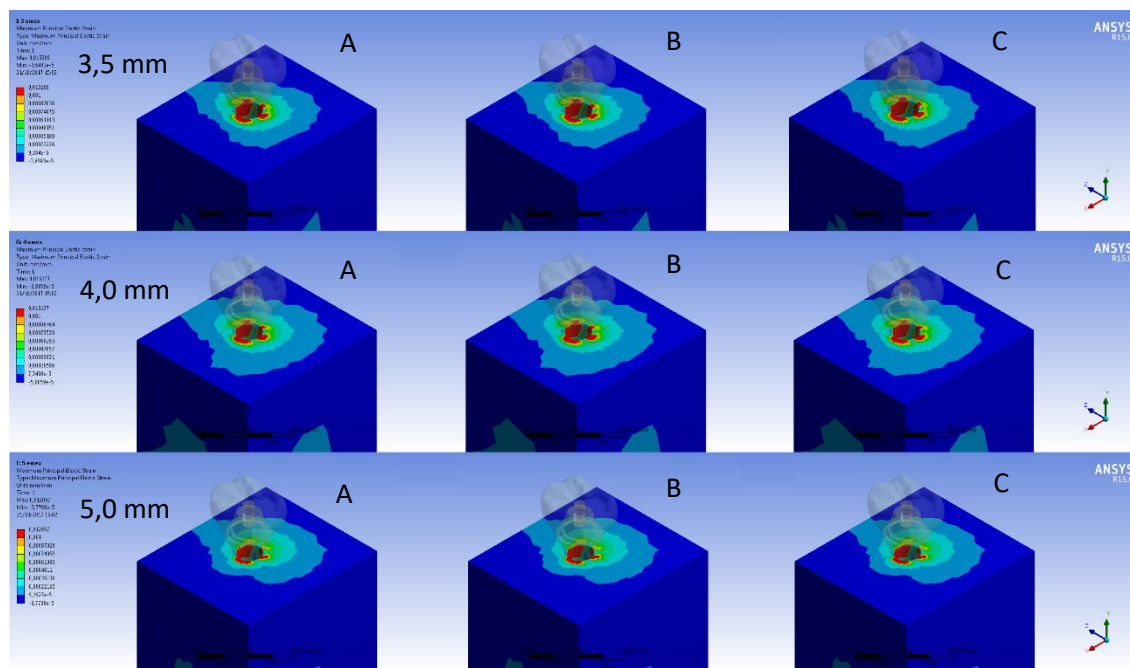


Legenda: A) Dissilicato de Lítio; B) Cobalto-Cromo; C) Zircônia.

Fonte: Elaborado pelo autor.

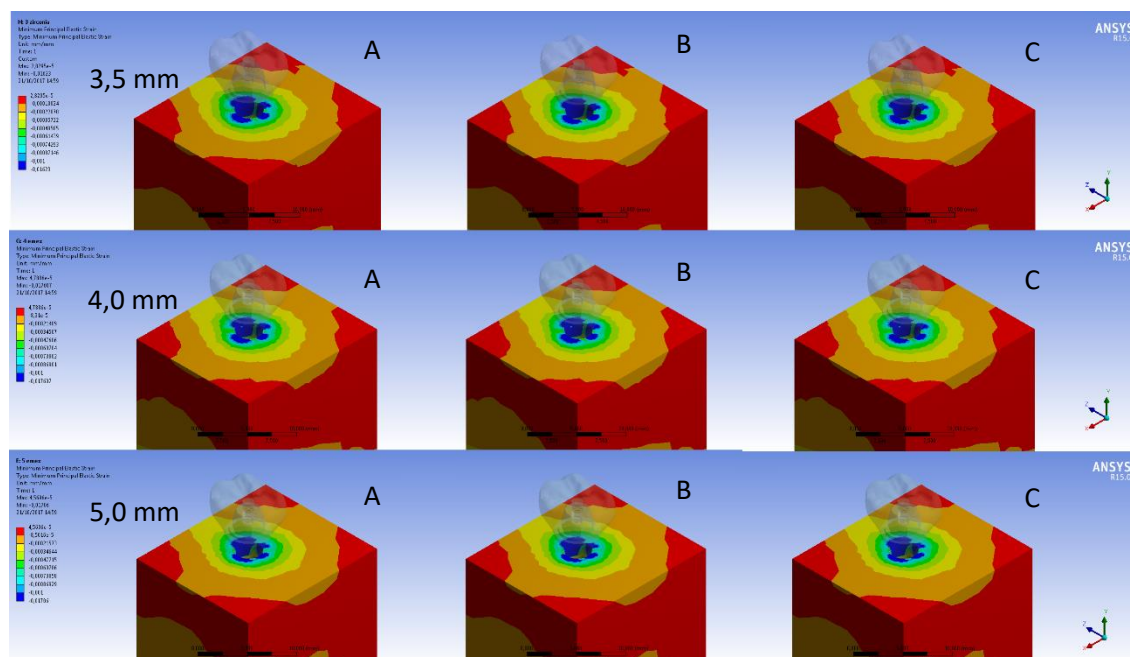
Para análise do tecido peri-implantar, o resultado exigido foi de mm/mm tanto em deformação máxima principal (Tração), quanto por deformação mínima principal (Compressão). Ambos os resultados (Figuras 24 e 25) foram proporcionais, com ausência de diferença significativa, para o fator material e comportamento mecânico superior evidenciado conforme se aumenta o diâmetro do implante. Para verificar a influência do fator diâmetro do implante, três implantes que receberam coroas de zircônia (3,5 mm, 4,0 mm e 5,0 mm) foram isolados e analisados através de um corte sagital (Figura 26).

Figura 24 - Deformação máxima principal da região cervical



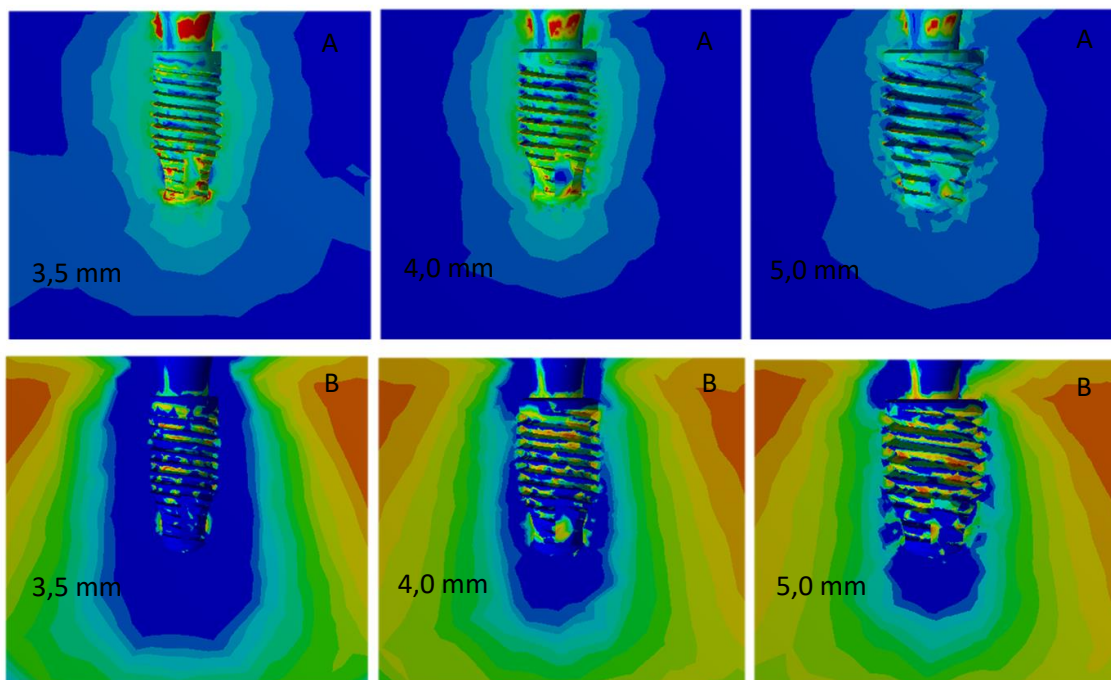
Legenda: A) Dissilicato de Lítio; B) Cobalto-Cromo; C) Zircônia.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 25 - Deformação mínima principal da região cervical



Legenda: A) Dissilicato de Lítio; B) Cobalto-Cromo; C) Zircônia.
 Fonte: Elaborado pelo autor.

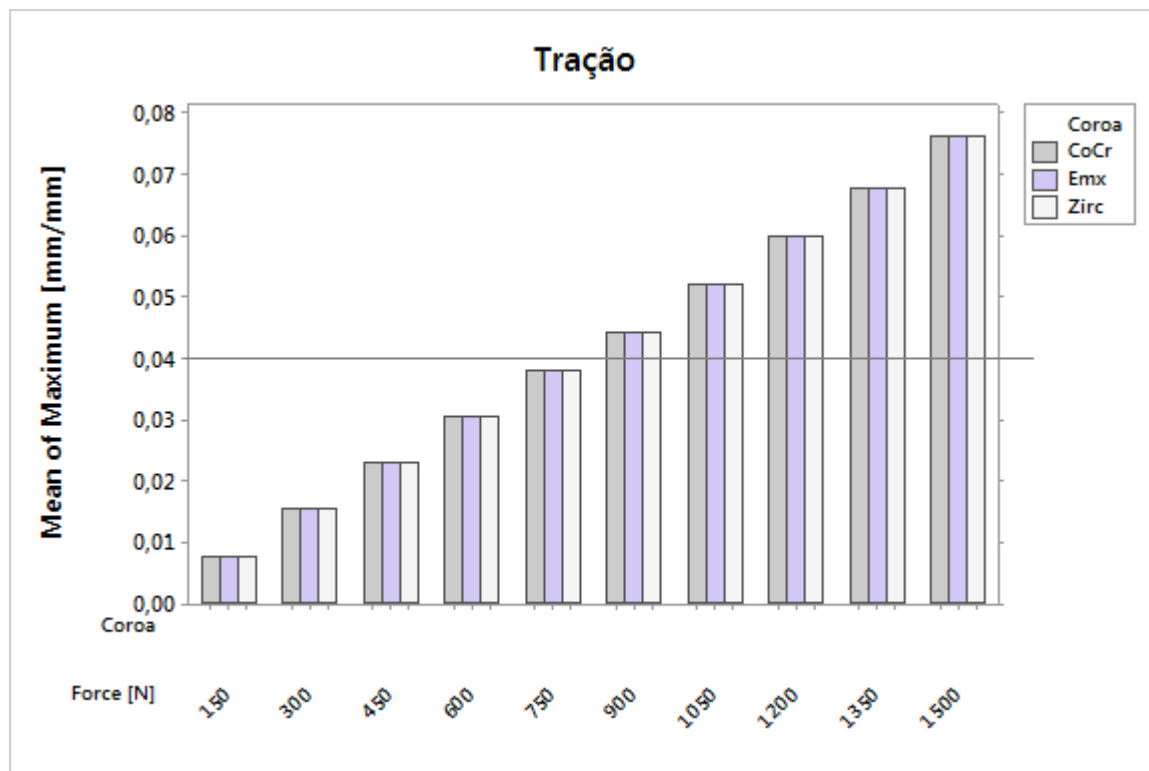
Figura 26- Vista sagital do interior do bloco de poliuretano de implantes com diferentes diâmetros que receberam a mesma coroa



Legenda: A) Resultado de tração; B) Resultado de compressão.
Fonte: Elaborado pelo autor.

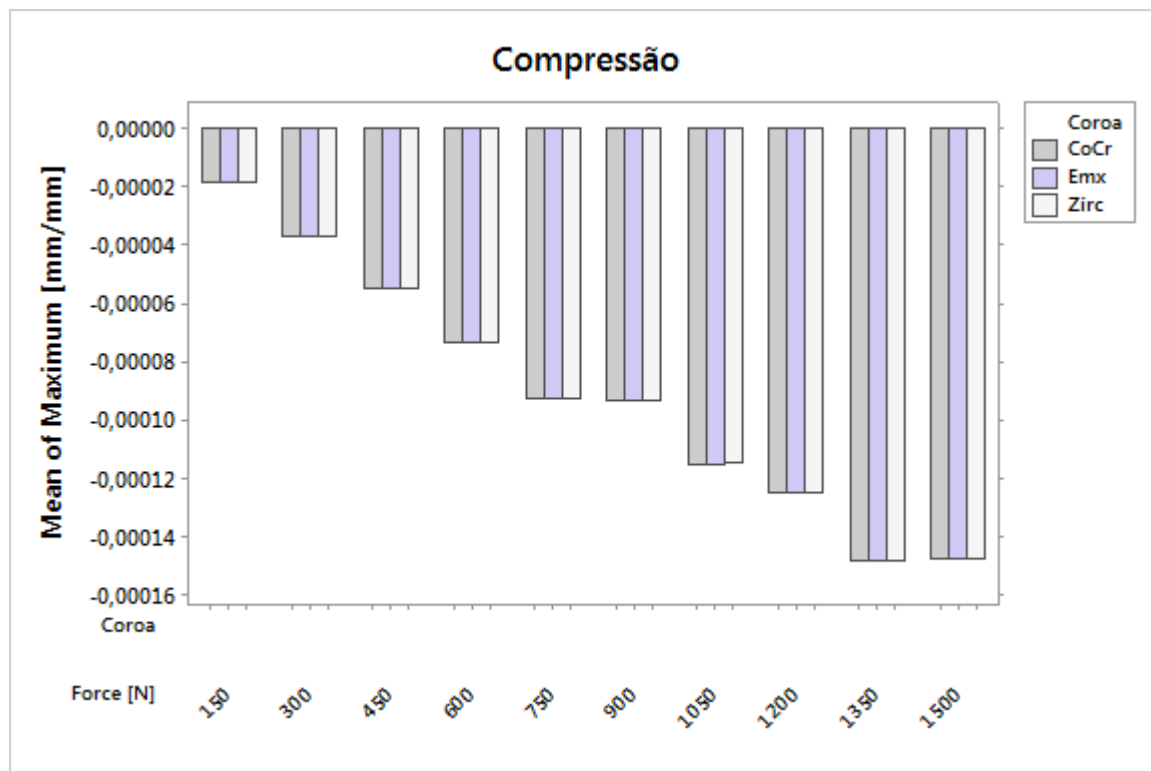
A fim de se avaliar o limite fisiológico estabelecido por Frost (1994), os implantes que apresentaram pior comportamento mecânico, nos resultados anteriores foram carregados até 1500N em 10 ensaios mecânicos diferentes e os valores de tração (Figura 27) e compressão (Figura 28) plotados, em gráfico de barras para comparação quantitativa. É notório que o fator “material restaurador” não influenciou nos resultados e que o limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) foi atingido quando 900N de carga foi aplicada sobre a coroa, gerando valores de tração superiores ao suportado. Não foram computadas deformações geradas, por resultantes compressivas, capazes de danificar o osso permanentemente.

Figura 27 - Carregamento até 1500N, em diferentes coroas sobre implantes de 3,5 mm. Resultado em deformação máxima principal



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 - Carregamento até 1500N, em diferentes coroas sobre implantes de 3,5 mm. Resultado em deformação mínima principal

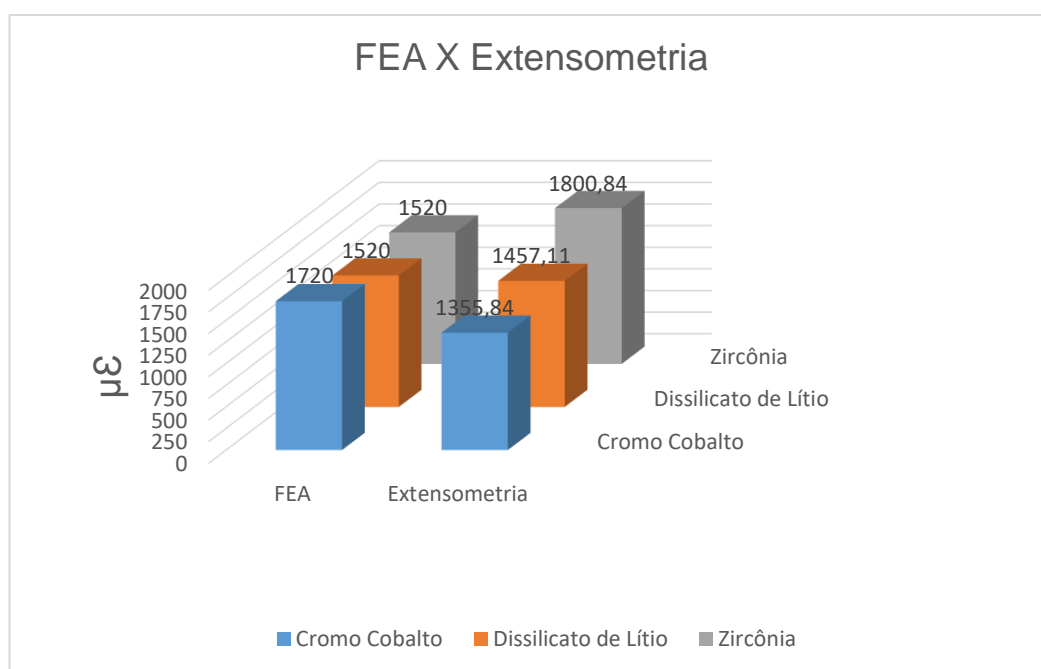


Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3 Verificação do modelo teórico

Com o intuito de validar os resultados obtidos no FEA, realizamos o teste de extensometria e comparamos os resultados entre eles. Foi selecionado o implante de diâmetro de 3,5 mm por ter apresentado os maiores valores de picos (valores máximos) de microdeformações. O modelo foi idêntico para os 3 tipos de material restaurador, em que apenas o módulo elástico do material restaurador alterava. A carga aplicada imitava a carga utilizada na análise de elementos finitos. A média das tensões de pico (valores máximos) sobre implantes de 3,5 mm, foi calculada e colocada em um gráfico de barras, de acordo com as metodologias usadas neste estudo, as quais mostram similaridades entre os resultados *in vitro* e *in silico* (Figura 29).

Figura 29 - Média das tensões dos valores máximos sobre os implantes de 3,5 mm (FEA x Extensometria)



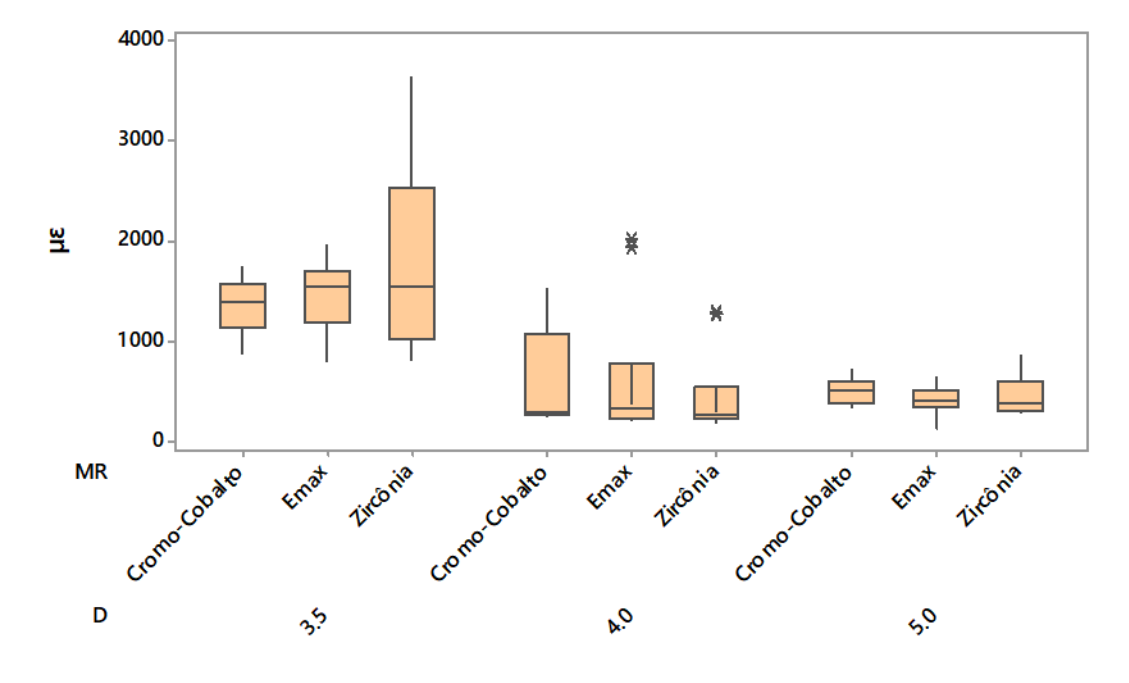
Fonte: Elaborado pelo autor.

5.4 Resultado da Análise Estatística

Os valores de microdeformação originais, registrados pelos quatro extensômetros, após a aplicação de carga vertical estática de 300N, ao redor da abertura de acesso do parafuso protético da coroa protética, estão demonstrados no apêndice.

Inicialmente, foram obtidas as médias dos valores máximos de microdeformação obtidas entre os quatro extensômetros (SG), para cada corpo de prova (Figura 30).

Figura 30 - Gráfico de médias e desvio padrão dos valores máximos de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros



Fonte: Elaborado pelo autor.

Analisando o gráfico acima, observou-se que as maiores microdeformações ocorreram nos corpos de prova com implantes de diâmetro reduzido (3,5 mm).

Em seguida, foi obtida a média dos valores máximos de micro deformação dos quatro extensômetros e realizada a estatística descritiva para as variáveis diâmetro dos implantes e material restaurador.

Tabela 1 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) referentes à variável diâmetro dos implantes, obtidos a partir da média dos valores máximos dos quatro extensômetros.

Variável	D	N*	Média	Desvio Padrão	CV
$\mu\epsilon$	3,5	29	1544	± 663	42,95
$\mu\epsilon$	4,0	30	563	± 552	98,05
$\mu\epsilon$	5,0	30	457,1	$\pm 151,6$	33,16

N* número dos corpos de prova.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 2 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$), referentes a variável material restaurador, obtidos a partir da média dos valores dos quatro extensômetros

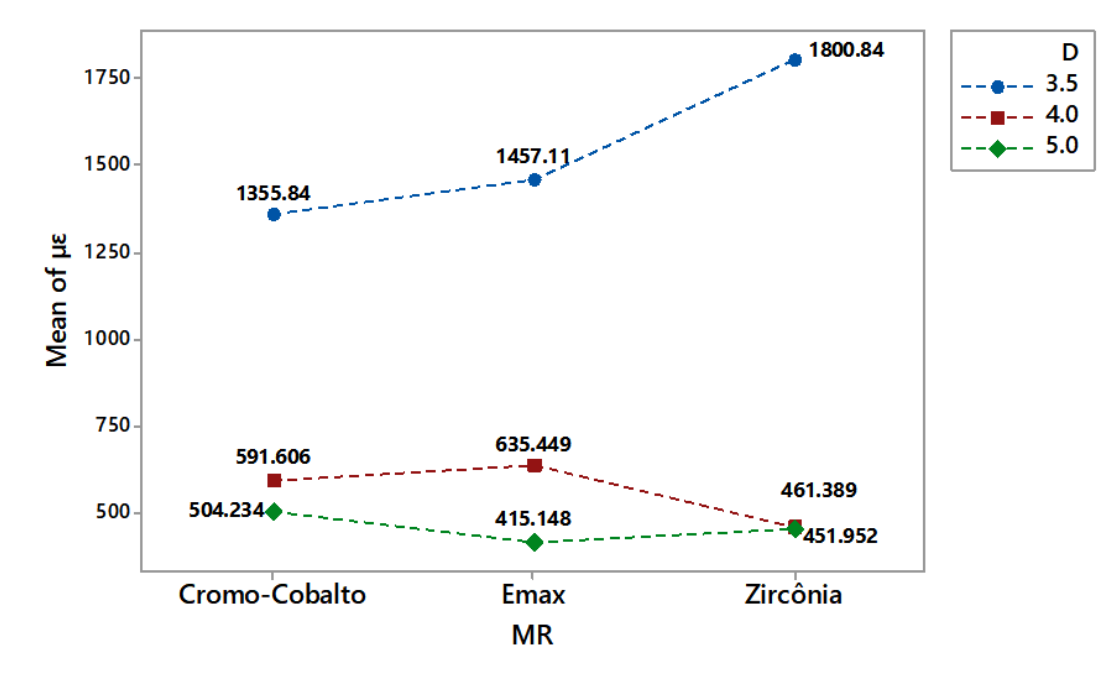
Variável	Material	N*	Média	Desvio Padrão	CV
$\mu\epsilon$	Cr-Co	29	798,7	$\pm 508,7$	63,70
$\mu\epsilon$	Emax	30	836	± 646	77,23
$\mu\epsilon$	Zircônia	30	905	± 898	99,26

N* número dos corpos de prova

Fonte: Elaborado pelo autor.

As médias de micro deformação para fator interação material restaurador e diâmetro dos implantes, estão demonstradas na figura 31.

Figura 31 - Gráfico de interação das médias dos valores máximos de micro deformação ($\mu\epsilon$) para configurações, linear e compensada, em cada ponto de aplicação de carga



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos em micro deformação para as variáveis, material restaurador e diâmetro dos implantes, foram submetidos ao teste estatístico ANOVA de 2 fatores e os resultados estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Resultados do teste ANOVA de 2 fatores

Efeito	DF	Adj SS	ADJ MS	F	P
Diâmetro (D)	2	20792758	10396379	40,46	0,001
Material Restaurador (MR)	2	126060	63030	0,25	0,783
Interação (D/MR)	4	1141893	285473	1,11	0,357

P<0,05

Fonte: Elaborado pelo autor.

Observou-se por meio da tabela 3, teste ANOVA, que o efeito interação material restaurador/diâmetro não foi estatisticamente significativa ($p = 0,357$). Verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa para o efeito material restaurador ($p = 0,783$), enquanto que para o efeito diâmetro dos implantes houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0001$). Em seguida, aplicou-se o teste de comparação múltipla de Tukey, sendo que os dados estão representados nas tabelas 4 e 5.

Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de micro deformação no fator diâmetro dos implantes

Diâmetro	N	Média	Grupos
3,5 mm	29	1537,93	A
4,0 mm	30	562,81	B
5,0 mm	30	457,11	B

Médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 5 - Teste de Tukey, para as médias de micro deformação no fator diâmetro dos implantes/material restaurador.

D/MRT	N	Média	Grupos
3,5 mm/Zir	10	1800,84	A
3,5 mm/Emax	10	1457,11	A
3,5 mm/Cr-Co	09	1355,84	A B
4,0 mm/Emax	10	635,45	B C
4,0 mm/Cr-Co	10	591,61	C
5,0 mm/Cr-Co	10	504,23	C
4,0 mm/Zir	10	461,95	C
5,0 mm/Zir	10	451,95	C
5,0 mm/Emax	10	415,15	C

Médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Com o avanço da odontologia, os implantes dentários se tornaram a melhor opção para reabilitar um paciente parcialmente edêntulo, porém, podemos encontrar limitações ósseas no tratamento, tanto no sentido vertical, como no sentido horizontal, o que nos obriga, muitas vezes, a realizar tratamentos mais longos, caros, com grau de morbidade mais elevado para os pacientes (Becker *et al.*, 1999; Vigolo *et al.*, 2004; Zinzli *et al.*, 2004).

Contudo, os pacientes odontológicos procuram cada vez mais por tratamentos rápidos, econômicos e menos invasivos (Arlin, 2006; Maló *et al.*, 2007; Melhado *et al.*, 2007; Nedir *et al.*, 2004; Doring *et al.*, 2004). Por esse motivo, a indústria odontológica e os cirurgões dentistas sentiram a necessidade de utilizarem, cada vez mais, implantes de diâmetro e comprimento reduzidos, na sua prática diária (Neves *et al.*, 2006), sendo esse um assunto amplamente relatado e consagrado, na literatura, com altos índices de sucesso (Barbosa *et al.*, 2008; Fugazzoto, 2008; Comfort *et al.*, 2005), comparáveis, aos resultados obtidos, com os implantes de diâmetro e comprimento considerados padrão (Gentile *et al.*, 2005; Goene *et al.*, 2005). Porém, não se sabe se o tipo de material da restauração influencia, na distribuição de força e microdeformação, ao longo eixo do implante.

Por isso, o modelo experimental utilizado neste estudo foi selecionado, visando obter informações básicas, a respeito do padrão de distribuição de microdeformações, ao redor de implantes unitários, curtos e estreitos, restaurados com três diferentes materiais restauradores, submetidos a cargas verticais, utilizando análise por elementos finitos e a extensometria.

Os estudos com implantes estreitos mostram altas taxas de sucesso (Comfort *et al.*, 2005), no seu desempenho biomecânico, em relação à geração de microdeformações. Neste estudo, os implantes estreitos se mostraram com um desempenho inferior, quando comparado aos implantes de diâmetro maior, porém mesmo assim, os implantes estreitos são capazes de gerar micro deformações que são aceitáveis clinicamente (Castro *et al.*, 2014).

Mesmo nos implantes estreitos, mostrando um desempenho inferior e diferença, estatisticamente, significativa, no fator diâmetro do implante, quando

estudamos as microdeformações ósseas máximas obtidas, não observamos valores que ultrapassem o limite fisiológico do osso, considerando as médias de forças máximas de mordida de adultos jovens (Pizolato *et al.*, 2007; Shirai M *et al.*, 2018).

Outro aspecto importante observado, neste estudo, foi a carga aplicada no teste de extensometria sobre os corpos de prova de 300N, em analogia com as forças mastigatórias de uma determinada região isolada, que corrobora com outros estudos (Tribst *et al.*, 2017; Datte *et al.*, 2018).

O padrão de exigência estética dos pacientes vem crescendo, havendo procura por tratamentos com melhores resultados estéticos, inclusive para as regiões posteriores. Sendo assim, a indústria tem desenvolvido novos materiais estéticos que apresentam módulos de elasticidade variados (De França *et al.*, 2015), confeccionados através da tecnologia CAD/CAM, capaz de produzir peças protéticas com maior grau de adaptação (Abduo, 2014; de Araujo *et al.*, 2015), o que pode causar alterações na geração e distribuição de tensões aos tecidos ósseos, contudo, não se verificaram diferenças estatísticas significantes, na geração das microdeformações no osso, quando se estudou o fator material restaurador isolado, ou em associação com fator diâmetro dos implantes.

Os estudos de análise por elementos finitos vêm sendo amplamente utilizados (Tribst *et al.*, 2017). É um método de simulação numérica realizado através de programa computacional e idealizado para projetos de estruturas mecânicas a um custo baixo. Esse método tem sido muito empregado: um modelo teórico pode ser construído por meio das análises bi e tridimensional de elementos finitos e neste estudo, confirmou-se ser viável a utilização de implantes estreitos e curtos, o que é corroborado por outros estudos (Tabata *et al.*, 2011; Baggi *et al.*, 2008) independente do material restaurador utilizado, inclusive em regiões com altas concentrações de forças mastigatórias, como nas regiões posteriores.

Além da análise por elementos finitos, também foi utilizada a análise, por extensometria, para avaliar as microdeformações geradas e transmitidas ao osso, na região da crista óssea; sendo possível comparar os resultados das duas metodologias aplicadas neste trabalho. A extensometria se mostrou um importante teste, no sentido de corroborar os resultados obtidos na análise de elementos finitos na distribuição de tensões do ponto de vista quantitativo, em que o fator material restaurador apresentou

desempenho similar, assim como, no aspecto qualitativo (Tribst *et al.*, 2017; Datte *et al.*, 2018).

Na análise estatística, não foram observadas diferenças, quando analisado o fator material restaurador, assim como na interação dos fatores material restaurador e o diâmetro dos implantes. Por outro lado, quando se analisou o diâmetro dos implantes separadamente, esse apresentou diferença estatística significativa ($p < 0,05$), mostrando um comportamento mecânico inferior dos implantes estreitos, comparados aos convencionais. É notório que o fator “material restaurador” não influenciou nos resultados e que o limite fisiológico de $4000\mu\text{E}$ (Frost, 1994) foi atingido quando 900N de carga foi aplicada sobre a coroa durante a análise por elementos finitos, gerando valores de tração superiores ao suportado.

O controle das forças transmitidas, ao osso, é muito importante, pois as forças estão diretamente, ligadas à manutenção dos tecidos (Cehreli *et al.*, 2004); dessa maneira, a utilização de implantes unitários deve estar associada com conexão cone morse (Mangano *et al.*, 2010), com *platform switching* (Chang *et al.*, 2010; Canullo *et al.*, 2011) e à instalação infraóssea dos implantes (Castro *et al.*, 2014; Degidi *et al.*, 2011; Gehrke, 2016). Assim, verificou-se a redução de microdeformações, na região de crista óssea, o que favorece na manutenção óssea (Negri *et al.*, 2012) e, também, na formação de papilas nas regiões estéticas (Novaes Jr *et al.*, 2009), justificando-se a metodologia utilizada deste estudo.

O padrão e a magnitude das tensões em uma situação clínica podem ser diferentes de um modelo experimental, entretanto a localização e o padrão geral de tensões são similares, existindo correlação entre os resultados obtidos em pesquisas laboratoriais e em estudos clínicos. Sendo assim, estudos clínicos se fazem necessários para a validação dos implantes estreitos e curtos.

7 CONCLUSÃO

Concluiu-se que o fator material restaurador utilizado na confecção das coroas monolíticas sobre implantes cone morse, não foi capaz de influenciar na geração de microdeformações.

Por outro lado, os implantes de diâmetro maiores obtiveram melhores resultados, quando comparados com o implante de diâmetro reduzido. Porém, mesmo em implantes de diâmetro reduzido, que apresentaram os maiores valores de microdeformação, não foram calculados valores que ultrapassam o limite fisiológico do osso; logo, a utilização de implantes unitários, curtos e estreitos com conexão cone morse, instalados 2 mm sub crestal, sugere ser uma opção viável para reabilitações independente do material restaurador escolhido.

REFERÊNCIAS*

- Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol.* 2014 Dec;40(6):758-66. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00117. Review. PubMed PMID: 25506666.
- Anusavice, Kenneth J. *Phillips materiais dentários.* Elsevier Brasil, 2013.
- Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Sep-Oct;21(5):769-76. PubMed PMID: 17066639.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008 Dec;100(6):422-31. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0. PubMed PMID: 19033026.
- Barboza, E., Carvalho, W., Francisco, B., & Ferreira, V. (2007). Desempenho clínico dos implantes curtos: um estudo retrospectivo de seis anos. *Rev Periodontia.* 2008, 17(4), 98-103.
- Battistuzzi P, Käyser A, Peer P. Tooth loss and remaining occlusion in a Dutch population. *J Oral Rehabil.* 1987 Nov;14(6):541-7. PubMed PMID: 3481393.
- Becker W, Becker BE, Alsuwyed A, Al-Mubarak S. Long-term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: a prospective study. *J Periodontol.* 1999 Aug;70(8):896-901. PubMed PMID: 10476898.
- Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Voza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011 Sep 1;16(6):e852-6. PubMed PMID: 21743409.
- Canullo L, Rosa JC, Pinto VS, Francischone CE, Götz W. Inward-inclined implant platform for the amplified platform-switching concept: 18-month follow-up report of a prospective randomized matched-pair controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Jul-Aug;27(4):927-34. PubMed PMID: 22848896.
- Castro DS, Araujo MA, Benfatti CA, Araujo Cdos R, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G. Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental

* * Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

study in dogs. *Implant Dent.* 2014 Jun;23(3):270-6. doi: 10.1097/ID.000000000000089. PubMed PMID: 24819808.

Castro CG, Zancopé K, Veríssimo C, Soares CJ, Neves FD. Strain analysis of different diameter Morse taper implants under overloading compressive conditions. *Braz Oral Res.* 2015;29. pii: S1806-83242015000100225. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0028. Epub 2015 Jan 23. PubMed PMID: 25627892.

Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent.* 2004 Feb;32(2):123-32. Review. PubMed PMID: 14749084.

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010 Mar-Apr;25(2):295-304. PubMed PMID: 20369087.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992 Mar;67(3):361-4. PubMed PMID: 1507102.

Comfort MB, Chu FC, Chai J, Wat PY, Chow TW. A 5-year prospective study on small diameter screw-shaped oral implants. *J Oral Rehabil.* 2005 May;32(5):341-5. PubMed PMID: 15842242.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants - an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jan-Feb;21(1):86-93. Review. PubMed PMID: 16519186

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent.* 2018 May 1;10(5):e439-e444. doi: 10.4317/jced.54554. eCollection 2018 May. PubMed PMID: 29849967; PubMed Central PMCID: PMC5971074.

de Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):277-83. doi: 10.1590/0103-6440201300145. PubMed PMID: 26200153.

de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2015 Jan;113(1):22-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.07.010. Epub 2014 Sep 30. PubMed PMID: 25277028

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int.* 2007 Mar;38(3):193-201. PubMed PMID: 17333996

- Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol.* 2008 Jan;79(1):49-54. doi: 10.1902/jop.2008.070248 . PubMed PMID: 18166092.
- Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol.* 2011 May;82(5):708-15. doi: 10.1902/jop.2010.100450. Epub 2010 Dec 7. PubMed PMID: 21138355.
- Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):198-209. PubMed PMID: 15255397
- Fernández-Barrera MÁ, Medina-Solís CE, Casanova-Rosado JF, Mendoza-Rodríguez M, Escoffié-Ramírez M, Casanova-Rosado AJ, *et al.* Contribution of prosthetic treatment considerations for dental extractions of permanent teeth. *PeerJ.* 2016 Jul 7;4:e2015. doi: 10.7717/peerj.2015. eCollection 2016. PubMed PMID: 27441103; PubMed Central PMCID: PMC4941750.
- Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88. Review. PubMed PMID: 8060014.
- Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 May-Jun;23(3):487-96. PubMed PMID: 18700373.
- Gallo OM. Implantes tipo platform switch : Revisao da Literatura. *Rev ABO.* 2007;15(4):247-50.
- Gehrke SA, da Silva Neto UT. Evaluation of the Surface Treatment on Bone Healing in a Transmucosal 1-mm Area of Implant Abutment: An Experimental Study in the Rabbit Tibia. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016 Jun;18(3):489-97. doi: 10.1111/cid.12332. Epub 2015 Jun 3. PubMed PMID: 26041037.
- Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005 Nov-Dec;20(6):930-7. PubMed PMID: 16392351.
- Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jalbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent.* 2005 Sep;14(3):274-80. PubMed PMID: 16160574
- Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug;92(2):139-44. PubMed PMID: 15295322.
- Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length

and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004 Jan;91(1):20-5. PubMed PMID: 14739889.

Hirschfeld L, Wasserman B. A long-term survey of tooth loss in 600 treated periodontal patients. *J Periodontol.* 1978 May;49(5):225-37. PubMed PMID: 277674.

Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Jul;65(7 Suppl 1):33-9. doi: 10.1016/j.joms.2007.03.024. Erratum in: *J Oral Maxillofac Surg.* 2008 Oct;66(10):2195-6. PubMed PMID: 17586347.

Koutouzis T, Neiva R, Nonhoff J, Lundgren T. Placement of implants with platform-switched Morse taper connections with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: a short-term (1-year) randomized prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Nov-Dec;28(6):1553-63. doi: 10.11607/jomi.3184. PubMed PMID: 24278924.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb;26(1):9-17. PubMed PMID: 16515092.

Maló P, de Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Mar;9(1):15-21. PubMed PMID: 17362493.

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.* 2010 Mar-Apr;25(2):394-400. PubMed PMID: 20369101.

Melhado, R. M. D., Vasconcelos, L. W., Francischone, C. E., Quinto, C., & Petrilli, G. "Avaliação clínica de implantes curtos (7 mm) em mandíbulas." *Acompanhamento de 2 à 14 anos.* *Impl News.* 2007;4(2):147-51

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 May-Jun;19(3):244-8. PubMed PMID: 21625741; PubMed Central PMCID: PMC4234337.

Montandon A, Zuza E, Toledo BE. Prevalence and reasons for tooth loss in a sample from a dental clinic in Brazil. *Int J Dent.* 2012;2012:719750. doi: 10.1155/2012/719750. Epub 2012 Aug 29. PubMed PMID: 22973312; PubMed Central PMCID: PMC3437633.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51. PubMed

PMID: 21437469; PubMed Central PMCID: PMC4245863.

Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Apr;15(2):150-7. PubMed PMID: 15085870.

Negri B, Calvo-Guirado JL, Pardo-Zamora G, Ramírez-Fernández MP, Delgado-Ruíz RA, Muñoz-Guzón F. Peri-implant bone reactions to immediate implants placed at different levels in relation to crestal bone. Part I: a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Feb;23(2):228-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02158.x. Epub 2011 Mar 24. PubMed PMID: 21435017

Novaes AB Jr, Barros RR, Muglia VA, Borges GJ. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J Oral Implantol.* 2009;35(1):18-27. doi: 10.1563/1548-1336-35.1.18. PubMed PMID: 19288884

Pereira AH, Venet M, Tonnesen T, Rodrigues JA. "Development of equipment for non-destructive characterization of elastic moduli of ceramic materials." *Cerâmica* 2010;56(338):118-22.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(4):254-62. PubMed PMID: 15127996.

Pizolato RA, Gavião MB, Berretin-Felix G, Sampaio AC, Trindade Junior AS. Maximal bite force in young adults with temporomandibular disorders and bruxism. *Braz Oral Res.* 2007 Jul-Sep;21(3):278-83. PubMed PMID: 17710296.

Pommer B, Mailath-Pokorny G, Haas R, Busenlechner D, Fürhauser R, Watzek G. Patients' preferences towards minimally invasive treatment alternatives for implant rehabilitation of edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol.* 2014 Summer;7 Suppl 2:S91-109. Review. PubMed PMID: 24977244.

Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6. doi: 10.1563/1548-1336(2008)34[1:AFEAOT]2.0.CO;2. PubMed PMID: 18390236.

Ramos N de C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA, Cesar PF, Melo RM. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):870-8. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.018. Epub 2016 Apr 16. PubMed PMID: 27094589.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S104-10. PubMed PMID: 16137095

Rokni S, Todescan R, Watson P, Pharoah M, Adegbembo AO, Deporter D. An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Jan-Feb;20(1):69-76. PubMed PMID: 15747676.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997 Jan-Feb;10(1):19-27. PubMed PMID: 9484066.

Shirai M, Kawai N, Hichijo N, Watanabe M, Mori H, Mitsui SN, Tanaka E Effects of gum chewing exercise on maximum bite force according to facial morphology. *Clinical and Experimental Dental Research* 2018 4(2), 48-51.

Sierra-Sánchez JL, Martínez-González A, García-Sala Bonmatí F, Mañes-Ferrer JF, Brotons-Oliver A. Narrow-diameter implants: are they a predictable treatment option? A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2014 Jan 1;19(1):e74-81. Review. PubMed PMID: 24316701; PubMed Central PMCID: PMC3909436.

Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011 May-Jun;26(3):482-91. PubMed PMID: 21691594.

Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):894-901. PubMed PMID: 14696666.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):275-82. PubMed PMID: 16634499.

ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Nov-Dec;13(6):791-8. PubMed PMID: 9857589.

Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent*. 2003;12(3):259-65. PubMed PMID: 14560487

Thomé G, Bernardes SR, Sartori IM. Uso de implantes curtos: decisão baseada em evidências científicas. *J Ilapeo*. 2007; 2-4.

Tribst JPM, Dal Piva AMDO, Rodrigues VA, Borges ALS, Nishioka RS. Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. *Brazilian Dental Science*. 2017; 20(3), 101-09.

Venuleo C, Chuang SK, Weed M, Dibart S. Long term bone level stability on Short Implants: a radiographic follow up study. *J Maxillofac Oral Surg*. 2008 7(3), 340-45.

Vigolo P, Givani A. Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent.* 2000 Jul;84(1):50-4. PubMed PMID: 10898842.

Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004 Sep-Oct;19(5):703-9. PubMed PMID: 15508986.

Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2004 19(1):92-9

ANEXO

Ficha técnica da resina de poliuretano F 160 que substituiu a resina F16



F160
POLIURETANO PARA VAZAMENTO
 CURA RÁPIDA 2'30" – T_g 112°C
 ACEITA A ADIÇÃO DE CARGAS

PROPRIEDADES MECÂNICAS A 23°C (1)				
F160 carregado com RZ30150		PARTE PESO (2)	0	300
Dureza	ISO 868-85	Shore D1	77	82
Modulo de elasticidade em flexão (E _r)	ISO 178-2010	MPa	1.289	3.600
Resistência à flexão	ISO 178-2010	MPa	57	39
Resistência à compressão	ISO 604-97	MPa	33	60
Resistência ao impacto Charpy	ISO 1791/1eU	kJ/m ²	15	-

PROPRIEDADES TERMICAS Ó ESPECIFICAS (1)				
F160 carregado com RZ30150		PARTE PESO (2)	0	300
Temperatura de transição vítrea	ISO 11359-2 : 1999	°C	112	112
Contração linear (200x70x5 mm)		mm/m		0,25
Contração linear (1000x50x50mm)		mm/m		2,6
Modulo de elasticidade em flexão (E _r)	ISO 178-93	MPa	1.100	3.900
Coefficiente de dilatação linear (CLTE) [+20, +90] °C	T.M.A METTLER	mm/mm °C	-	84

Fonte: www.axson.com.br