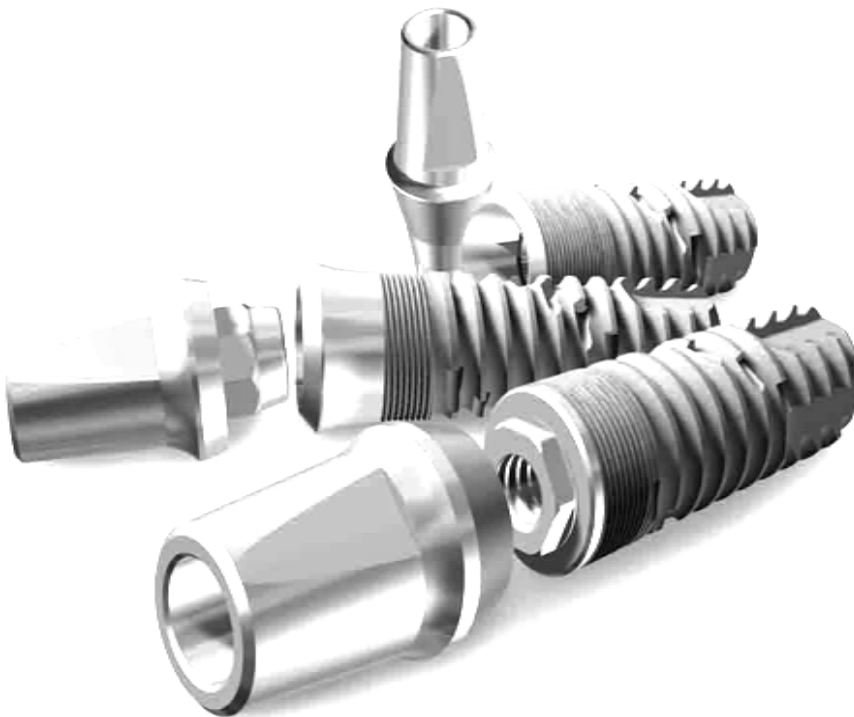


EDUARDO FRANCISCO DE SOUZA JACO

**Avaliação da resistência à fratura e tensões em
diferentes implantes e conexões protéticas: Análise *in*
vitro e MEF-3D**



**Araçatuba – SP
2013**

EDUARDO FRANCISCO DE SOUZA FACO

Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise in vitro e MEF-3D

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP, para obtenção do Título de “Doutor em Odontologia” - Área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

Araçatuba – SP

2013

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- F142a Faco, Eduardo Francisco de Souza.
Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes
implantes e conexões protéticas: análise in vitro e MEF-3D
/ Eduardo Francisco de Souza Faco. – Araçatuba, 2013
86 f.: il.; tab + 1 CD-ROM
- Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Odontologia de Araçatuba
Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção
1. Implantes dentários 2. Fratura 3. Conexão protética
4. Análise de elementos finitos

Black D7
CDD 617.64

Dados curriculares

Eduardo Francisco de Souza Faco

NASCIMENTO	27/01/1974, Penápolis SP
FILIAÇÃO	José Luiz Faco Luiza de Souza Faco
1992/1996	Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Lins – Universidade Metodista de Piracicaba
1998/2001	Residência em Cirurgia Buco Maxilo Facial Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais Universidade de São Paulo – Bauru - Brasil
2002/2004	Curso de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, área de concentração Fissuras Oro-faciais, nível Mestrado Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais - Universidade de São Paulo – Bauru - Brasil
2004/2006	Curso de Pós-Graduação em odontologia, área de concentração Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial, nível Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista – Araçatuba – Brasil
2010/2013	Curso de Pós-Graduação em odontologia, área de concentração Implantodontia, nível Doutorado, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Universidade Estadual Paulista – Araçatuba – Brasil

Dedicatória

Dedico esta Tese aos meus pais **José Luiz e Luiza**, meus primeiros e maiores mestres. Em nenhum momento deixaram de me incentivar, sempre desejando o melhor para mim. Grandes guerreiros, meus maiores espelhos, exemplos de família, honestidade, trabalho, caráter e muito amor. Deixo aqui registrada toda minha admiração e todo o orgulho que sinto em ser seu filho! Obrigado por tudo... Nem todos os segundos dessa vida serão tempo suficiente para que eu possa retribuir todo o cuidado e amor de vocês!

Àos meus irmãos **Junior e Renato** por todo o amor, carinho e apoio através de palavras de conforto.

Aos meus queridíssimos sobrinhos, **Neto, Lucas e Pedrinho**, pelos momentos de paz, lazer e descontração.

À **Flávia Priscila Pereira**, responsável direta pelo início dessa jornada, maior incentivadora e companheira em todos os momentos.

Agradecimentos especiais

A ***Deus***, que me guia em cada passo da vida. A Ele, que nas horas difíceis me acolhe, protege e me dá forças para alcançar meus objetivos, me ensinando a buscar primeiro o Seu reino pois, dessa maneira, as outras coisas me são acrescentadas.

Ao meu orientador, ***Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção***, grande amigo e mestre, que com sua atenção e carinho me ofereceu todo o seu precioso saber e que, de coração aberto, me acolheu e se tornou indispensável em meu caminho acadêmico. Serei eternamente grato por tudo o que fez por mim durante todos esses anos, colaborando com meu crescimento como pessoa e como profissional. Obrigado por sempre estar ao meu lado e por me ajudar a superar os momentos mais difíceis desta jornada.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP** pela oportunidade de realização dos cursos de Mestrado e Doutorado. Faculdade esta, que me acolheu por sete anos, proporcionando-me alegrias e conquistas.

À todos os **professores da Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, por terem contribuído com a minha formação profissional e acadêmica em especial aos professores doutores **Idelmo Rangel Garcia Junior e Osvaldo magro Filho**.

Ao **Professor Dr. Paulo Henrique dos Santos**, grande mestre, sempre disposto a ajudar, contribuiu enormemente neste trabalho. Um exemplo de dedicação ao ensino e à pesquisa.

À **professora Dra. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende**, pelo incentivo nos momentos mais difíceis e cansativos deste trabalho. Sua presença me dava tranquilidade e coragem para prosseguir.

Ao **professor Dr. Alailson Domingos dos Santos**, companheiro de trabalho e mestre de grande conhecimento técnico e científico. Sua contribuição enriqueceu de maneira significativa esta pesquisa.

Ao **professor Dr. Maurício Tanji**, amigo de graduação e de sempre. É admirável sua dedicação à Odontologia.

Aos **professores do departamento de materiais odontológicos e prótese** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, **Eduardo Passos Rocha** e **Débora de Barros Barbosa**, pela contribuição técnica, acolhida e amizade.

À **coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Profª Adj. Maria José Hitomi Nagata** e ao vice-coordenador **Prof. Adj. Celso Koogi Sonoda**, pela dedicação com o crescimento do programa e pela oportunidade de realização do Curso de Doutorado em Odontologia.

À **diretora** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, **Profª. Ana Maria Pires Soubhia** e ao vice-diretor **Prof. Wilson Roberto Poi** pelo apoio necessário para a realização do Curso de Doutorado em Odontologia.

Ao meu amigo **Valetim Barão**, além de ser exemplo de amor ao ensino e pesquisa, uma pessoa maravilhosa. Realmente foi uma honra para mim termos convindo nestes últimos anos.

Ao meu companheiro de cirurgia e amigo **Leonardo Faverani**, exemplo de dedicação, respeito e entrega à cirurgia buco maxilo facial. Contribuiu para minha formação profissional e pessoal sempre de forma sutil e responsável.

Às Minhas grandes amigas **Juliana Delben** e **Mayara Barbosa Ferreira**, obrigado pelos momentos de descontração, companheirismo, estudos e ensinamentos.

Aos **colegas do departamento de prótese**, Andressa, Rose, Audieres, Bruna, Carol, Luciana, Aline, Marcelle, Leonardo Torcato, Moriel, Christine, Vivian, Lígia e Murilo pela convivência, amizade e aprendizado que dividimos nesses anos.

Às **funcionárias da Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, Valéria de Queiroz M. Zagatto, Cristiane Regina Lui Matos e Lilian Sayuri Mada pela disponibilidade, preocupação e paciência em nos auxiliar durante toda a pós graduação.

Aos **funcionários da Biblioteca, do Saepe, da Limpeza** da faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, dentre todos os outros, que auxiliaram de alguma forma no andamento da faculdade e conseqüentemente na minha formação.

À empresa **DSP Biomedical** e seu consultor técnico **Dr. Dorival**, pela parceria e amizade.

À empresa **IST sistemas**, de modo especial ao **Bruno**, pela sincera amizade e disponibilidade e profissionalismo na realização deste trabalho.

Epígrafe

*“Sê humilde para evitar o orgulho, mas
voa alto para alcançar a sabedoria”*

Santo Agostinho

Resumo

Faco EFS. Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise in vitro e MEF-3D

As conexões pilar-implante podem ser classificadas em externas ou internas, sendo responsáveis por influenciar não o comportamento mecânico do sistema. A conexão interna apresenta melhor selamento biológico e distribuição de forças e maior estabilidade quando comparados à conexão externa. Em algumas situações, os implantes e as estruturas a ele conectadas podem fraturar, tornando-se um grave problema para a reabilitação protética. Os implantes também podem ser inseridos em rebordos alveolares com pouca espessura, para isso, possuem diâmetros reduzidos, demonstrando uma taxa de sobrevida e de sucesso similares aos dos implantes com diâmetro regular.

PROPOSIÇÃO: Investigar a resistência à fratura entre diferentes conexões, com ou sem a interposição de mini-pilar e implantes com diâmetro reduzido por meio de teste de compressão em uma máquina de ensaio universal e as distribuições de tensões nos conjuntos e parafusos de retenção pelo método de elementos finitos.

MATERIAIS E MÉTODOS: 98 implantes divididos em 14 grupos (n=7), de acordo com sua conexão protética e diâmetros diferentes. Estes implantes foram inseridos em cilindros de resina com inclinação de 30° e com 3 mm de exposição. Utilizou-se pilares UCLAs e intermediários tipo mini-pilares de 2 mm. Os ensaios mecânicos foram realizados por uma máquina de ensaio universal e o MEF-3D no programa computacional Solidworks®.

RESULTADOS: Nos implantes de 4.0 mm de diâmetro com UCLA os maiores valores, foram obtidos, de forma decrescente: cone Morse hexagonal (CMH), hexágono interno morse (HIM), hexágono interno (HI), hexágono externo (HE), cone Morse (CM), cone Morse hexagonal com microroscas (CMHM); no grupo de implantes com diâmetro reduzido os valores foram: cone morse com diâmetro reduzido (CMDR), corpo único reduzido (UNDR) e hexágono externo com corpo reduzido (HEDR). Com a utilização de um pilar intermediário os maiores valores de resistência à ruptura foram observados nos implantes HI seguidos pelo HIM. A localização das tensões máximas de Von Mises foram parecidas em todos os grupos com exceção do grupo HIM. Houve

maior concentração de tensões na região cervical do conjunto implante/componente protético em seu lado que sofreu compressão. No parafuso protético a área de maior concentração de tensões foi na região de tração, envolvendo a região do pescoço do parafuso.

CONCLUSÃO:. Nos implantes de 4.0 mm de diâmetro com UCLA, aqueles com conexão interna, com exceção do CM convencional, apresentaram maior resistência em relação ao hexágono externo. A utilização de um pilar intermediário, aumentou a resistência à fratura nos grupos de implantes testados. Valores menores foram obtidos pelo grupo CMH. Não houve diferença estatística em relação à resistência à fratura nos implantes de diâmetro reduzido utilizados neste trabalho. As maiores concentrações de tensões foram localizadas na região de fulcro do conjunto implante/pilar. As concentrações de tensões mostraram uma tendência de ocorrer fratura por tração na haste dos parafusos de retenção dos pilares.

PALAVRAS CHAVE: Implantes dentários, Fratura, Conexão protética, Análise de elementos finitos

Abstract

Faco EFS. Evaluation of the fracture resistance and tensions in different implants and prosthetic connections: in vitro analysis and 3D-FEM

The implant-abutment connections can be classified as external or internal, being responsible for influencing not only the mechanical behavior of the system, but also the response of the peri-implant tissues. The internal connection provides better sealing and biological distribution of forces and greater stability when compared to the external connection. In some cases, implants and structures connected to it may fracture and become a serious problem for prosthetic rehabilitation. Implants can also be inserted into alveolar ridges with little thickness to it, have reduced diameter, demonstrated a rate of survival and success similar to the regular diameter implants.

PURPOSE: To investigate the fracture resistance between different connections, with or without the interposition of mini-implant and abutment with the reduced diameter through compression test on a universal testing machine and the finite element method.

MATERIALS AND METHODS: 98 implants were divided into 14 groups ($n = 7$), according to their different diameters and prosthetic connection. These implants were inserted into the resin cylinder with an inclination of 30° and 3 mm exposure. We used UCLAs pillars and intermediate mini-pillars 2 mm. The mechanical tests were performed by a universal testing machine and MEF-in 3D computer program Solidworks®.

RESULTS: In implants of 4.0 mm diameter with UCLA and the highest values were obtained in decreasing the hexagon morse taper (HCM) , internal hexagon morse (HIM) , internal hexagon (HI) ,external hexagon (HE) , morse taper (CM), micro-thread hexagonal morse taper (CMHM) in a group of implants with reduced diameter values were worn diameter morse taper (CMDR) , worn diameter only body (UNDR) and external hexagon with worn diameter (HEDR). With the use of an abutment higher values of tensile strength were observed in the implants HI followed by HIM. The location of the maximum stresses and von Mises were similar in all groups except the group HIM. A higher concentration of stresses in the cervical region of the joint implant / prosthetic component on your side that suffered compression. In prosthetic screw the

area of greatest stress concentration was in the region of traction involving the neck screw.

CONCLUSION:. Implants of 4.0 mm diameter with UCLA, those with internal connection, except the conventional CM showed higher resistance against the external hexagon. The use of an abutment increased the fracture toughness groups implants tested. Lower values were obtained by the group CMH. There was no statistical difference in relation to resistance to fracture in small diameter implants used in this work. The highest stress concentrations were located in the region of the fulcrum of the whole implant / abutment. Stress concentrations showed a tendency to occur in tensile fracture of shaft retaining screws of the pillars.

KEY WORDS: dental implants, fracture, prosthetic connections, finite element method

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Imagens dos CADs (<i>Computer Aided Design</i>) dos conjuntos dos implantes com 4.0 mm de diâmetro montados com UCLA e parafuso de retenção, com visão geral e corte longitudinal.	25
Figura 2.	Imagens dos CADs dos conjuntos dos implantes de diâmetro reduzido montados com UCLA e parafuso de retenção, com visão geral e corte longitudinal.	25
Figura 3.	Pilares intermediários e parafusos de retenção utilizados nos implantes.	26
Figura 4.	Imagens dos implantes CM, HIM e CMH, mostrando a inclinação das paredes internas e a espessura destas paredes na região cervical do implante.	27
Figura 5.	Implante fixado no bloco de resina (Resapol®) com inclinação de 30°.	28
Figura 6.	Dimensões e medidas dos blocos de resina onde foram fixados os implantes para a realização dos testes mecânicos.	28
Figura 7.	Munhão universal usado sobre os pilares para simulação da coroa protética e suas dimensões através de modelagem no programa SolidWorks®.	29
Figura 8.	Instrumentos utilizados para o ensaio mecânico.	30
Figura 9.	Gráfico ilustrativo da comparação entre as médias dos valores de força máxima nos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro associados com UCLA (HE , HI, CM, HIM, CMH e CMHM), tendo como grupo controle o de hexágono externo.	35
Figura 10.	Imagem das concentrações de tensão máximas de Von Mises nos conjuntos dos implantes de 4.0 mm de diâmetro montados somente com UCLA.	36
Figura 11.	Mapas ilustrativos das concentrações de tensões de Von Mises nos parafusos de retenção do UCLA nos grupos dos implantes de 4.0 mm de diâmetro montados com UCLA.	37
Figura 12.	Gráfico ilustrativo da comparação entre os valores médios de força de ruptura nos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro (HE, HI, CM, CMH e HIM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA.	38

Figura 13.	Gráfico ilustrativo da comparação intra-grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro (HE, HI, CM, CMH e HIM) associados com pilar UCLA ou com pilar intermediário (MP/cilindro).	39
Figura 14.	Gráfico ilustrativo da comparação entre os valores médios de ruptura entre os grupos de implantes com diâmetro reduzido (HEDR, CMDR e UNDR), tendo o HEDR como grupo controle.	40
Figura 15.	Mapas de tensões de Von Misses no grupo HEDR.	41
Figura 16.	Mapas de tensões de Von Misses no grupo CMDR (cone morse friccional diâmetro reduzido).	41
Figura 17.	Mapas de tensões de Von Misses no grupo UNDR (hexágono externo de corpo único e diâmetro 2.5 mm).	42

LISTA DE FIGURAS DO ANEXO D

Figura 1.	Implante CMH 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	78
Figura 2.	Implante CMH 4.0 mm após a realização das simulações de tensões.	78
Figura 3.	Implante HIM 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	78
Figura 4.	Implante HIM 4.0 mm após a realização das simulações de tensões.	78
Figura 5.	Implante CMHM 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	79
Figura 6.	Implante CMHM 4.0 mm após a realização das simulações de tensões.	79
Figura 7.	Implante HI 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	79
Figura 8.	Implante HI 4.0 mm após a realização das simulações de tensões.	79
Figura 9.	Implante UNDR com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	80
Figura 10.	Implante UNDR após a realização das simulações de tensões.	80
Figura 11.	Implante CMDR com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	80
Figura 12.	Implante CMDR após a realização das simulações de tensões.	80
Figura 13.	Implante CM com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	81
Figura 14.	Implante CM após a realização das simulações de tensões.	81
Figura 15.	Implante HE 4.0 com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	81

Figura 16.	Implante HE 4.0 após a realização das simulações de tensões.	81
Figura 17.	Implante HEDR (HE 3.3 mm) com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões.	82
Figura 18.	Implante HEDR após a realização das simulações de tensões.	82
Figura 19	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo (HE 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico.	82
Figura 20	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno (HI 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico	83
Figura 21	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone Morse (CM 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico.	83
Figura 22	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno Morse (HIM 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.	83
Figura 23	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal (CMH 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.	84
Figura 24	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal microroscas (CMHM 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.	84
Figura 25.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono esterno 3.3 (HEDR) após ensaio mecânico.	84
Figura 26.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse friccional (CMDR) após ensaio mecânico.	85
Figura 27.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo flexcone (UNDR) após ensaio mecânico.	85

Figura 28.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo (HE 4.0) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.	86
Figura 29.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno 4.0 (HI) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.	86
Figura 30.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse (CM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.	86
Figura 31.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno morse (HIM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.	87
Figura 32.	Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal (CMH) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.	87

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Descrição dos grupos divididos conforme o critério de comparação.	24
Tabela 2.	Dimensões e valores de torque dos pilares e parafusos de retenção utilizados nas diferentes conexões protéticas.	26
Tabela 3.	Números de nós e elementos das malhas confeccionadas para a realização da simulação de tensões nos implantes HE 4.0, HI, HIM CMH, CMHM, HE 3.3, CMDR e UNDR.	31
Tabela 4.	Valores das médias obtidas na força máxima e desvio padrão de cada grupo	33
Tabela 5.	Locais onde ocorreram as fraturas nos conjuntos implante/pilar/parafuso de retenção com UCLA ou pilares intermediários.	34

LISTA DE TABELAS DO AXEXO C

Tabela 1.	Propriedades mecânicas dos materiais utilizados para a fabricação dos parafusos de retenção (aço cirúrgico AISI 304) e implantes e componentes protéticos (liga de titânio Ti-6Al-4V).	77
Tabela 2.	Composição química da liga de aço inoxidável (aço cirúrgico), utilizada para a fabricação dos parafusos de retenção dos pilares protéticos.	77

LISTA DE ABREVIATURAS

UCLA	Universable Castable Long Abutment
MEF 3D	Método de elementos finitos em 3 dimensões
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
CM	Cone Morse
HIM	Hexágono Interno Morse
CMH	Cone Morse Hexagonal
CMHM	Cone Morse Hexagonal Micro-roscas
UNDR	Único Diâmetro Reduzido
CMDR	Cone Morse Diâmetro Reduzido
HEDR	Hexágono Externo Diâmetro Reduzido
MP	Mini-pilar
PF	Pilar Flexcone
CAD	Computer Aided Design
N	Newtons
N/cm²	Newtons por centímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
mm	Milímetros
mm/min	Milímetros por minuto
C	Carbono
O	Oxigênio
Mg	Magnésio
Al	Alumínio
Si	Silício
S	Enxofre
Cl	Cloro
K	Potássio
Ca	Cálcio
Fe	Ferro
Ti	Titânio
®	Marca registrada

SUMÁRIO

1.	Introdução.....	20
2.	Proposição.....	22
3.	Materiais e métodos.....	23
4.	Resultados.....	33
5.	Discussão.....	43
6.	Conclusão.....	50
7.	Referências bibliográficas.....	51
8.	Anexo A [normas para publicação].....	55
9.	Anexo B [Revisão de literatura].....	56
10.	Referências bibliográficas da revisão de literatura.....	71
11.	Anexo C [tabelas e figuras adicionais da Metodologia].....	77
12.	Anexo D [tabelas e figuras adicionais dos Resultados].....	78

INTRODUÇÃO

As conexões pilar-implante podem ser classificadas em externas ou internas, sendo responsáveis por influenciar não apenas no comportamento mecânico do sistema, mas também na resposta dos tecidos peri-implantares¹. Nas conexões externas, o pilar adapta-se a uma extensão do corpo do implante enquanto que nas internas o pilar posiciona-se no interior do corpo do implante². Essas junções podem apresentar configurações diferentes para garantir resistência rotacional e estabilidade com a presença de hexágono, octógono ou interfaces cônicas³.

Os pilares utilizados sobre as diversas conexões podem ser denominados pilares protéticos, mini-pilares, componente transmucoso ou abutment. Dentre estes, o UCLA (*Universable Castable Long Abutment*), foi o primeiro a ser desenvolvido, sendo utilizado até hoje. Devido à evolução dos sistemas de implantes e novos desafios funcionais e estéticos na reabilitação protética, outros tipos de abutments estão sendo desenvolvidos, devendo apresentar ótimo encaixe e grande resistência mecânica⁶.

A conexão de hexágono externo foi desenvolvida inicialmente para permitir a montagem do implante e servir também para proporcionar um mecanismo anti-rotacional para restaurações unitárias¹. Entretanto, a altura reduzida desse hexágono gera maior micromovimentação nesse tipo de conexão uma vez que seu centro de rotação mais alto diminui a resistência a movimentos laterais⁴ e, assim o parafuso de retenção torna-se mais propenso ao afrouxamento⁵.

As conexões internas, por serem mais justas devido à fricção entre o pilar e o implante¹⁰ apresentam melhor selamento biológico, maior estabilidade e melhor distribuição de forças quando comparados à conexão externa, devido à dissipação de forças laterais mais internamente ao implante, paredes de adaptação internas mais longas, capazes de resistir às forças que tendem a separar a junção parafusada, protegendo o parafuso de retenção^{1,5,9}. Isto reforça a idéia de que o parafuso de retenção funciona como um mecanismo de proteção do implante e estruturas adjacentes diante de sobrecargas²¹. Entretanto, em implantes com conexão interna há maior dificuldade para ajustar a divergência de angulações entre implante sendo freqüente a utilização de *abutments* que favoreça o eixo de inserção da prótese e consequentemente a passividade

¹ Artigo preparado segundo as normas do periódico “*The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*”

de adaptação⁴. Portanto, o tipo de conexão é um fator relevante para o modo de falha dos sistemas², com valores menos favoráveis para as conexões externas¹⁹.

Entre as conexões internas, o sistema de implante onde as peças são unidas por meio de sobreposição de cones, é conhecido como cone morse e representa uma alternativa para reabilitações protéticas com implantes. O uso de conexões cone morse entre o implante e o pilar visa melhorar a estabilidade mecânica do sistema evitando afrouxamento do parafuso de retenção e consequentemente do pilar protético¹¹.

Quando ocorre seu afrouxamento, o parafuso de retenção pode fraturar gerando graves problemas, pois o fragmento remanescente no interior do implante impede a confecção da prótese, e sua remoção pode danificar as roscas internas do implante⁸.

Alguns estudos^{7,8,9} colocam como principal razão para a fratura do parafuso a não detecção de seu afrouxamento, que pode ser devido ao bruxismo, uma desfavorável supraestrutura, sobrecarga, fadiga, função incorreta ou mesmo o acúmulo dos ciclos mastigatórios.

A absorção das forças produzidas pela mastigação pode sofrer variação de acordo com o tipo de implante usado, o número de implantes instalados, pacientes total ou parcialmente edêntulos e conseqüentemente o tipo de prótese escolhida para a reabilitação⁸. Deve-se ressaltar também, que o maior grau de angulação das cúspides potencializam a sobrecarga nos componentes dos implantes¹².

Implantes com diversas conexões protéticas também podem ser inseridos em rebordos alveolares estreitos e com espaço protético inferior a 7 mm, desde que possuam diâmetros reduzidos. Estes implantes demonstram uma taxa de sobrevida e de sucesso similares aos dos implantes com diâmetro regular¹³.

Para predizer a aplicação clínica de implantes com diferentes diâmetros e conexões, vários testes são realizados, dentre eles os ensaios mecânico in vitro e o método de elementos finito (MEF), dentre outros. Nessa área, o objetivo dos ensaios mecânicos é quantificar as propriedades dos materiais evidenciando a relação entre resistência mecânica e seu processamento e do MEF avaliar as regiões do conjunto implante/componente protético onde estão concentradas as maiores tensões, predizendo locais de possíveis falhas ou ruptura do material.

Portanto, a proposição do presente trabalho foi avaliar a resistência, local e tipo de fratura e a distribuição de tensões nas conexões implante/abutment do tipo externa, interna, Cone Morse, com e sem a presença de pilar intermediário, e corpo único, assim como em implantes de corpo único e de diâmetro reduzido.

PROPOSIÇÃO

Os objetivos do presente trabalho foram:

1. Investigar a resistência à fratura de implantes de conexão interna (Hexágono interno e Cone Morse), externa (Hexágono externo) e implantes com diâmetro reduzido, com e sem o uso de pilar intermediário, por meio do teste de compressão em uma máquina de ensaio universal.
2. Analisar a distribuição de tensões no conjunto implante/componente protético e no parafuso de retenção da prótese, por meio do método de Elementos Finitos Tridimensionais.

Hipóteses Nulas

1. Não haveria diferença estatística na resistência à fratura:

- a. Entre as diferentes conexões em implantes de diâmetro regular (4,0mm);
- b. Com o uso de pilar intermediário entre o implante e o cilindro;
- c. Entre as diferentes conexões em implantes de pequeno diâmetro.

2. Não haveria diferença estatística em relação à localização das tensões de ruptura:

- a. Entre as diferentes conexões em implantes regulares e implantes com diâmetro reduzido;
- b. Nos parafusos de retenção das diferentes conexões.

MATERIAIS E MÉTODOS

Materiais, preparação dos espécimes e divisão dos grupos

Para este trabalho foram utilizados 98 implantes de titânio com 13 mm de comprimento fabricados com liga de titânio grau IV e superfície SLA Zircon[®] divididos em 14 grupos (n=7), de acordo com suas conexões protéticas, diâmetro do implante e uso ou não de pilar intermediário, conforme descritos na tabela 1 e mostrados nas figuras 1 e 2. Na figura 3 estão ilustrados os pilares intermediários, cilindros protéticos e parafusos de retenção. Todos os implantes e componentes protéticos são da empresa DSP Biomedical[®], Campo Largo –PR, Brasil).

Os implantes HE e HI, além de receberem como pilar protético o UCLA, também foram montados com um MP com altura de cinta de 2.0 mm e sobre este, um cilindro (figura 3 c,d,e).

Em alguns implantes de conexão cônica (CM, HIM e CMH), um mini-pilar flexcone com altura de 2.2 mm (figura 3 f) foi parafusado e sobre este colocado um cilindro protético (figura 3 g). Este pilar é considerado de corpo único, pois é posicionado diretamente no interior do implante, ao contrário de pilares convencionais que apresentam parafuso passante para sua retenção.

As dimensões dos pilares e dos parafusos de retenção, bem como os torques destes últimos, constam na tabela 2 e foram obtidos através de mensurações feitas com paquímetro digital (Mytutoio[®], Santo Amaro, SP) e consulta ao catálogo de produtos da empresa DSP Biomedical[®]

Tabela 1: Descrição dos grupos divididos conforme o critério de comparação².

Grupos	Implantes	Ø do implante	Conexão protética	Ø parafuso de retenção do pilar
HE*	Hexágono externo	4.0 mm	UCLA	2,0 mm
HI	Hexágono interno	4,0 mm	UCLA	2,0 mm
CM	Cone Morse 11º	4,0 mm	UCLA	1,8 mm
HIM	Hexágono Interno Morse 22º	4,0 mm	UCLA	2,0 mm
CMH	Cone Morse Hexagonal 40º	4,0 mm	UCLA	2,0 mm
CMHM	Cone Morse Hex.Microroscas 40º	4,0 mm	UCLA	2,0 mm
HE*	Hexágono externo	4.0 mm	MP + cilindro	2.0 mm
HI	Hexágono interno	4,0 mm	MP + cilindro	2.0 mm
CM	Cone Morse 11º	4,0 mm	PF + cilindro	2.2 mm**
HIM	Hexágono Interno Morse 22º	4,0 mm	PF + cilindro	2.2 mm**
CMH	Cone Morse Hexagonal 40º	4,0 mm	PF + cilindro	2.2 mm**
HEDR*	Hexágono externo 3.3	3,3 mm	UCLA	1,8 mm
CMDR	Cone Morse Friccional Slim	2,8 mm	Pilar friccional+cilindro	—
UNDR	Flexcone Slim	2,5 mm	Corpo único+UCLA	----

² *Grupos controle. DR=diâmetro reduzido. UN=corpo único.

**Diâmetro da porção rosqueável do pilar flexcone (corpo único).

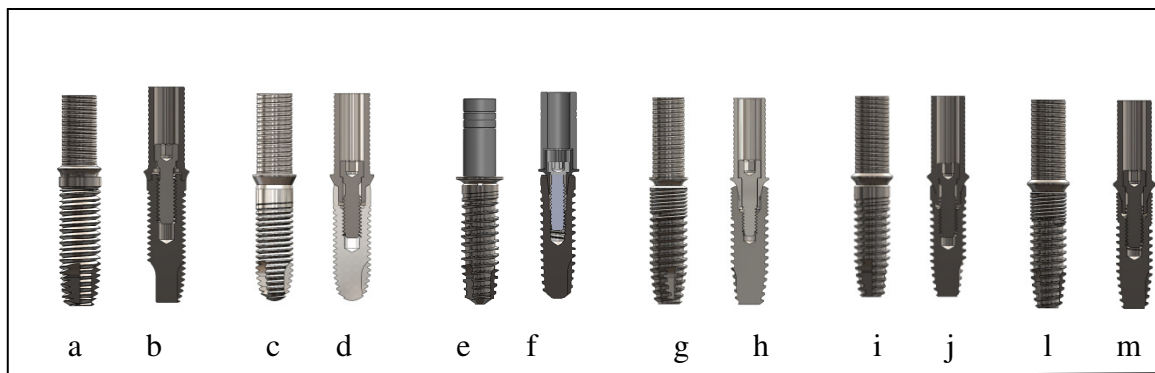


Figura 1: Imagens dos conjuntos dos implantes com 4.0 mm de diâmetro montados com UCLA e parafuso de retenção, com visão geral e corte longitudinal. Imagens a,b) grupo HE; c,d) grupo HI; e,f) grupo CM; g,h) grupo HIM; i, j) grupo CMH; l, m) grupo CMHM.

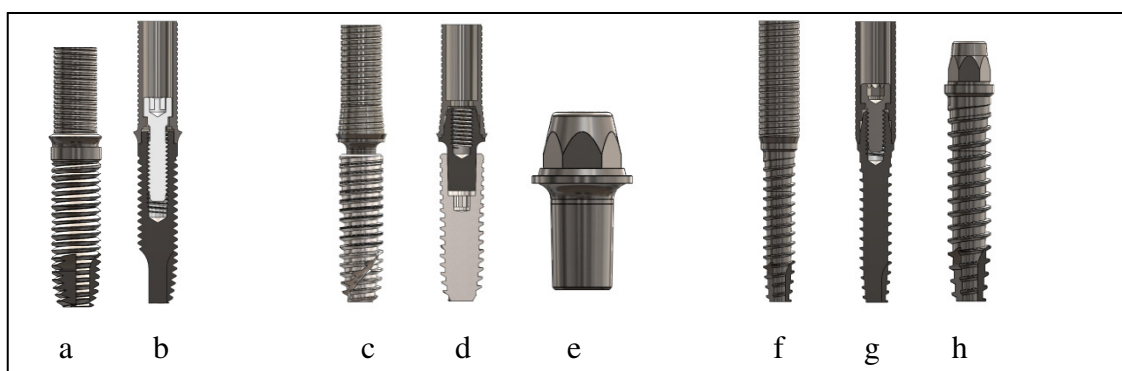


Figura 2 – Imagens dos conjuntos dos implantes de diâmetro reduzido montados com UCLA e/ou pilares e parafuso de retenção, com visão geral e corte longitudinal. Imagens a, b) grupo HEDR (3.3 mm); c, d) CMDR (cone morse friccional de diâmetro reduzido) mostrando o pilar (e) que é instalado sob pressão no interior do implante.; f, g, h) UNDR (implante de corpo único) evidenciando a presença de seu hexágono externo mais alto que o convencional.

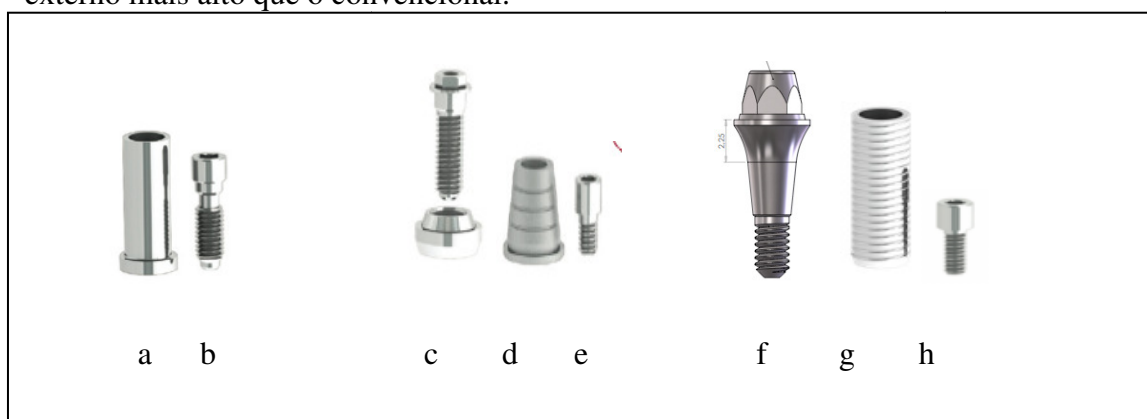


Figura 3: Pilares intermediários, cilindros e parafusos de retenção utilizados nos implantes. a) UCLA, b) Parafuso de retenção do UCLA, c) MP e seu respectivo parafuso de retenção utilizado nos implantes HE e HI, d) cilindro para o MP, e) parafuso de retenção do cilindro. F) Pilar flexcone (único) (PF) utilizado nos implantes cônicos (CM, HIM e CMH), g) cilindro utilizado sobre o pilar flexcone, h) parafuso de retenção deste cilindro.

Tabela 2: Dimensões e valores de torque dos pilares e parafusos de retenção utilizados nas diferentes conexões protéticas.

Implantes HE e HI			
	$\varnothing$ (mm)	H (mm)	Torque n.cm
MP	4,7	2,2	-
Parafuso do MP	2,0	7,5	30
Cilindro	4,6	6,5	-
Parafuso do cilindro	1,3	4,0	15
UCLA	3,6	8,9	-
Parafuso do UCLA	2,0	8,5	40
Implantes CM, CMH e HIM			
Pilar Flexcone	-	10	40
Hexágono do PF	2,6	2,5	-
Roscas do PF	1,8	3,5	-
Cilindro	4,3	6,5	-
Parafuso do cilindro	1,7	5,3	20
UCLA	3,6	8,9	-
Parafuso do UCLA	2,0*	8,5	40

H = altura

*No implante Cone Morse (CM) o diâmetro do parafuso de retenção do UCLA é de 1.8 mm

Os implantes Cone Morse (CM), Hexágono Interno Morse (HIM) e Cone Morse Hexagonal (CMH) se diferenciam pela inclinação das paredes internas do implante na região da conexão protética, apresentando valores de 11°, 22° e 40°, respectivamente. Essa maior angulação no CMH faz com que sua parede na região cervical tenha uma menor espessura em relação aos demais implantes com conexão cônica (figura 4). O implante Cone Morse Hexagonal com microroscas (CMHM) apresenta a mesma configuração do implante CMH, porém possui microroscas na região cervical do implante.

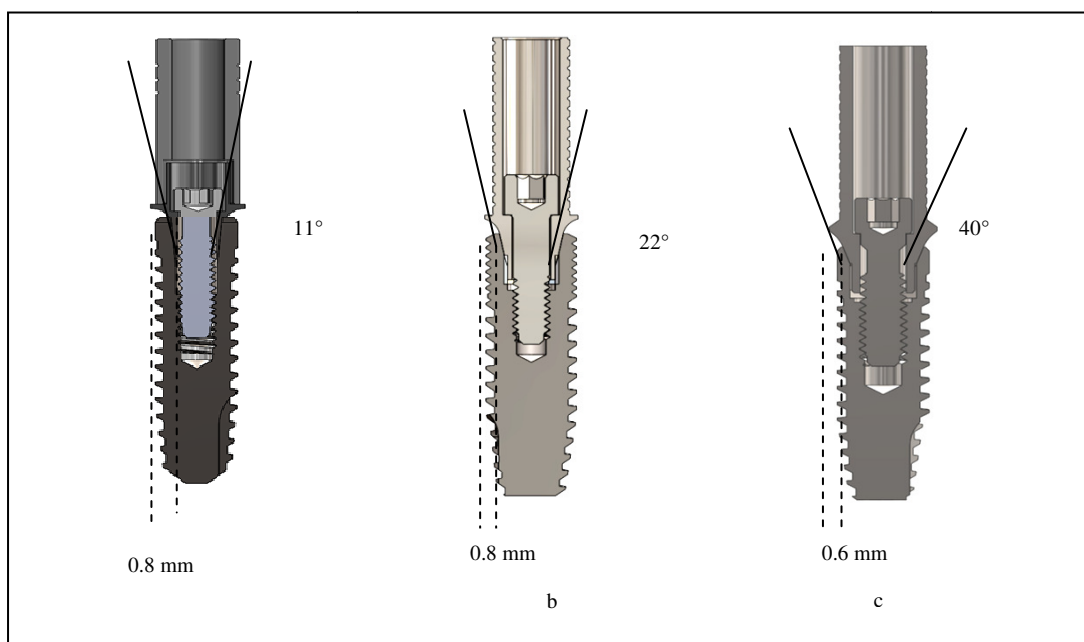


Figura 4- Imagens das conexões a) CM, b) HIM e c) CMH, mostrando a inclinação e espessura das paredes internas na região cervical do implante.

O grupo CMDR é formado por implantes Cone Morse Friccional (figura 2 d, e) com 2,8 mm de diâmetro de corpo. O componente protético neste tipo de implante é um pilar próprio (figura 2 f), fixado no interior do implante por pressão. Sobre este pilar é parafusado um cilindro protético pré-fabricado para a confecção da prótese.

O grupo UNDR é constituído por implantes de diâmetro reduzido (2,5mm) com conexão hexagonal externa de corpo único, ou seja, a extensão hexagonal fabricada juntamente com o implante é o pilar protético (figura 2 g,h,i) . Sobre esta extensão é colocado um cilindro pré-fabricado para confecção da prótese.

Todos os implantes foram fixados em cilindros de resina Resapol T-208[®] (Reichhold Inc., Houston, TX, USA) com inclinação de 30° e 3mm de exposição do corpo do implante, correspondendo às 3 primeiras roscas (figura 5 e 6).

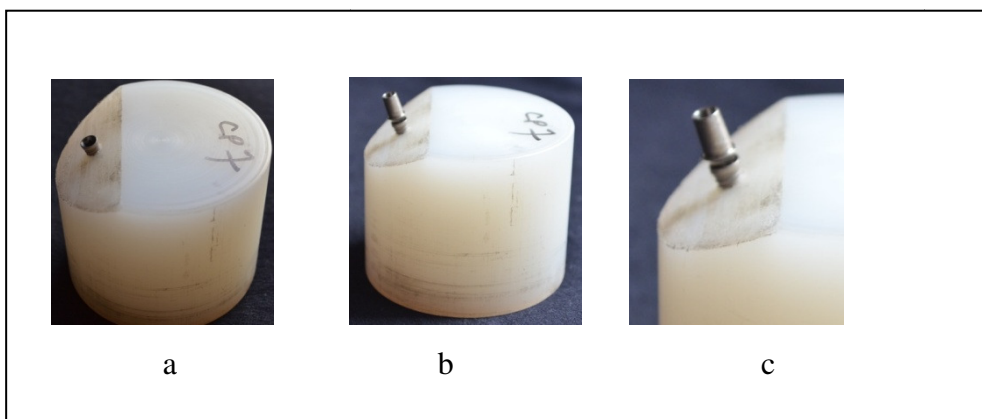


Figura 5: a) implante fixado no bloco de resina (Resapol®) com inclinação de 30°. b) UCLA posicionada sobre o implante. c) Maior aumento evidenciando a região de interesse.

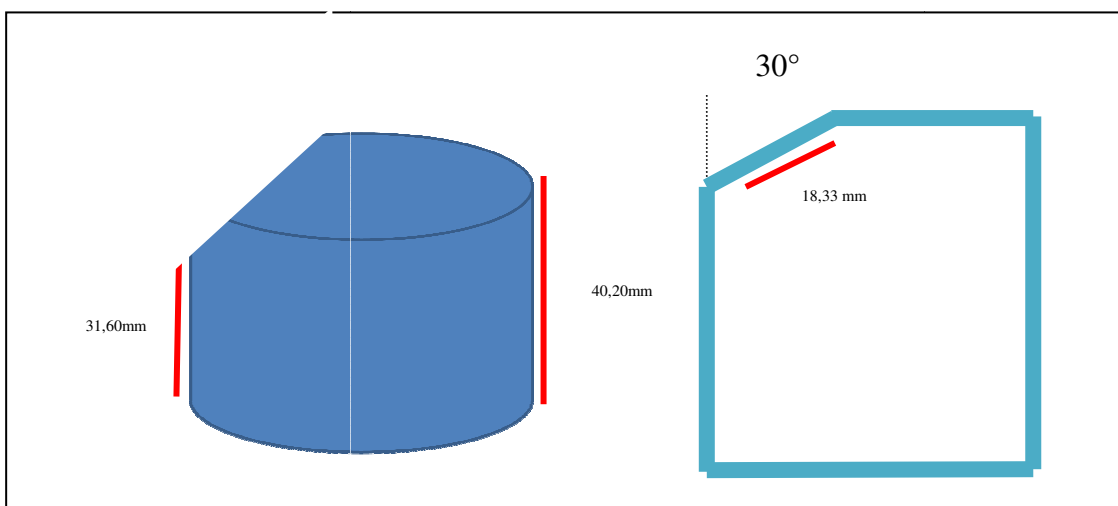


Figura 6: Esquema ilustrativo das dimensões e medidas dos blocos de resina onde foram fixados os implantes para a realização dos testes mecânicos

A conexão protética destes implantes foi realizada ora utilizando-se pilares do tipo UCLA de titânio retidos por meio de parafusos de retenção fabricados em aço inoxidável cirúrgico AISI 304, com torque de 40N/cm^2 , ora com a interposição de um pilar intermediário do tipo mini-pilar (MP) e mini-flexcone (PF) entre o implante e o cilindro, compatível com cada tipo de implante, todos com cinta de 2 e 2.2 mm de altura respectivamente, com dimensões e torque dos parafusos de retenção descritos na tabela 2 e figura 3.

Para realização dos testes mecânicos, sobre esses pilares foram utilizados munhões universais de acordo com a **Norma Técnica ISO 14801 – Dentstray – Fatigue test for endosseous dental implants**¹⁴ (Figura 7).

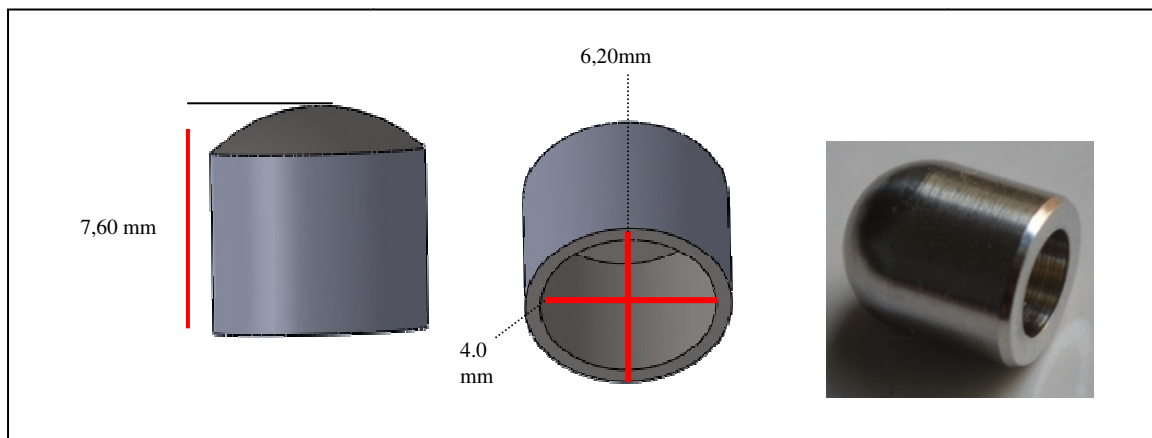


Figura 7 : Munhão universal usado sobre os pilares para simulação da coroa protética e suas dimensões.

Teste Mecânico

Os testes de resistência a fratura foram realizados por meio de ensaio de compressão. Para isso, os corpos de prova foram fixados em um dispositivo cilíndrico de aço inoxidável e posicionados em uma máquina de ensaios universal EMIC® DL-200, (EMIC equipamentos e sistemas de ensaio LTDA, São José dos Pinhais, PR, Brasil) preparada com uma célula de carga de 5000 N e velocidade de deslocamento axial de 1mm/min. O carregamento foi transmitido aos corpos de prova por meio de uma ponta tronco-cônica de extremidade côncava. (figura 8).

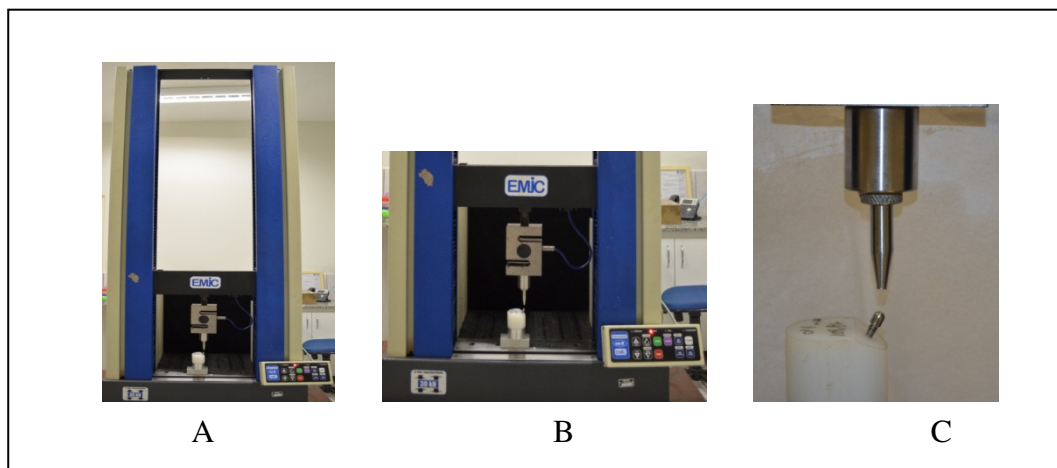


Figura 8: Instrumentos utilizados para o ensaio mecânico. A - máquina de ensaio universal EMC D L-200. B, C – vista aproximada evidenciando a célula de carga com a ponta aplicadora posicionada para realizar do teste.

Planejamento Estatístico

Para avaliação estatística, os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) dois fatores e teste PLSD Fisher ($p < 0,05$) comparando os valores dos grupos da seguinte maneira:

- 1 - Entre implantes de 4.0 mm de diâmetro com pilares do tipo UCLA, sendo o grupo controle o implante com conexão de hexágono externo;
- 2 - Entre implantes de 4.0 mm de diâmetro com pilares intermediários do tipo Mini-Pilar/cilindro, sendo o grupo controle o implante com conexão de hexágono externo.
- 3 – Interação entre implantes de 4.0 mm de diâmetro com pilares do tipo UCLA e com pilares intermediários do tipo Mini-Pilar/cilindro;
- 4 - Entre implantes de diâmetro reduzido, sendo o grupo controle o implante com conexão de hexágono externo.

Análise de Tensões

Essa análise foi realizada por meio do Método de Elementos Finitos Tridimensional - MEF-3D. A modelagem das peças foi realizada no programa SolidWorks® (SolidWorks Corporation, Concord, MA, EUA), a partir de informações dos desenhos CAD (*Computer Aided Design*) de cada conjunto fornecidos pela empresa

DSP Biomedical[®]. Sequencialmente, os modelos foram analisados no programa SolidWorks Simulation x64 SP3.0, 2013[®] (SolidWorks Corporation Concord, MA, EUA), no qual os implantes foram virtualmente fixados na região correspondente à terceira rosca para posteriormente sofrerem carregamento oblíquo de 30° a 1mm/min com força equivalente à média da força máxima de ruptura obtida nos ensaios mecânicos de cada grupo, a fim de se determinar a distribuição das tensões nessas condições, ou seja, até a tensão de ruptura.

Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. As dimensões de cada peça foram obtidas diretamente dos desenhos CAD. As propriedades mecânicas dos materiais (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson) foram obtidos diretamente no SolidWorks[®]. Para cada grupo foi criado um modelo a partir do qual foi gerada uma malha de elementos finitos. Seus números de nós e elementos estão descritos na tabela 3.

Tabela 3 : Números de nós e elementos das malhas confeccionadas para a realização da simulação de tensões nos implantes HE, HI, HIM CMH, CMHM, HEDR, CMDR e UNDR.

Grupo	Nº Nós	Nº de elementos
HE	150949	96792
HI	142133	90265
CM	50322	30038
HIM	96258	58836
CMH	56179	32800
CMHM	77956	46859
HEDR	184861	117393
CMDR	113739	66818
UNDR	78622	46973

Os nós foram fixados nos três eixos do plano cartesiano x, y e z. Mapas de tensões equivalentes de Von Misses foram obtidos para os conjuntos de implantes, pilares, cilindros e parafusos de retenção, uma vez que tal critério de análise fornece a máxima energia de deformação de um material e consequentemente sua ruptura, sendo aplicado especificamente para estruturas rígidas.

As análises foram qualitativas uma vez que procurou-se observar quais regiões dos conjuntos e especificamente dos parafusos de retenção sofreram maior tensão até o momento da ruptura.

Realizou-se a análise das tensões nos conjuntos implante/parafuso de retenção/pilar protético e posteriormente isoladamente nos parafusos de retenção dos grupos de implantes com 4,0 mm de diâmetro associados a pilares UCLA, assim como nos grupos de implantes com diâmetro reduzido.

RESULTADOS

As médias dos valores de força de ruptura e respectivos desvios padrão obtidos em cada grupo estão apresentados na tabela 4.

Tabela 4: Valores das médias obtidas na força máxima e desvio padrão de cada grupo

GRUPO	MÉDIA FORÇA RUPTURA (N)		DESVIO PADRÃO (N)	
	UCLA	MP	UCLA	MP
HE	952	961	36	27
HI	962	1138	64	23
HIM	991	1023	63	53
CMH	1043	810	68	43
CMHM	881	--	41	--
CM	885	893	52	62
HEDR	610	--	65	--
CMDR	665	--	68	--
UNDR	626	--	45	--

Em todos os grupos ocorreram fraturas do conjunto implante/pilar. As regiões das fraturas variaram entre as diversas conexões protéticas de acordo com a tabela 5. Nos grupos com UCLA, por exemplo, os implantes CMH e CMHM, sofreram ruptura tanto no implante como no parafuso de retenção do UCLA Já nos implantes HI, CM e HIM, as fraturas ocorreram somente no parafuso de retenção do pilar, portanto,

mantendo a integridade do implante. No HE o parafuso de retenção do UCLA não sofreu ruptura, pois esta foi verificada somente no implante.

Tabela 5: Locais onde ocorreram as fraturas nos conjuntos implante/pilar/parafuso de retenção com UCLA ou pilares intermediários.

Implantes Local	HE	HI	CM	HIM	CMH	CMHM	HEDR	CMDR	UNDR
Implantes com UCLA									
Implante	X				X	X	X	X	
Parafuso de retenção do UCLA		X	X	X	X	X			
Implantes com MP, PF, pilar Friccional ou corpo único									
Implante									
Parafuso de retenção do MP	X	X							
Início das roscas do PF			X	X	X				
Pilar friccional								X	
Pilar único									X

X = região onde ocorreu a ruptura

1. Comparação entre implantes com diâmetro de 4.0 mm e diferentes conexões, tendo como grupo controle o hexágono externo.

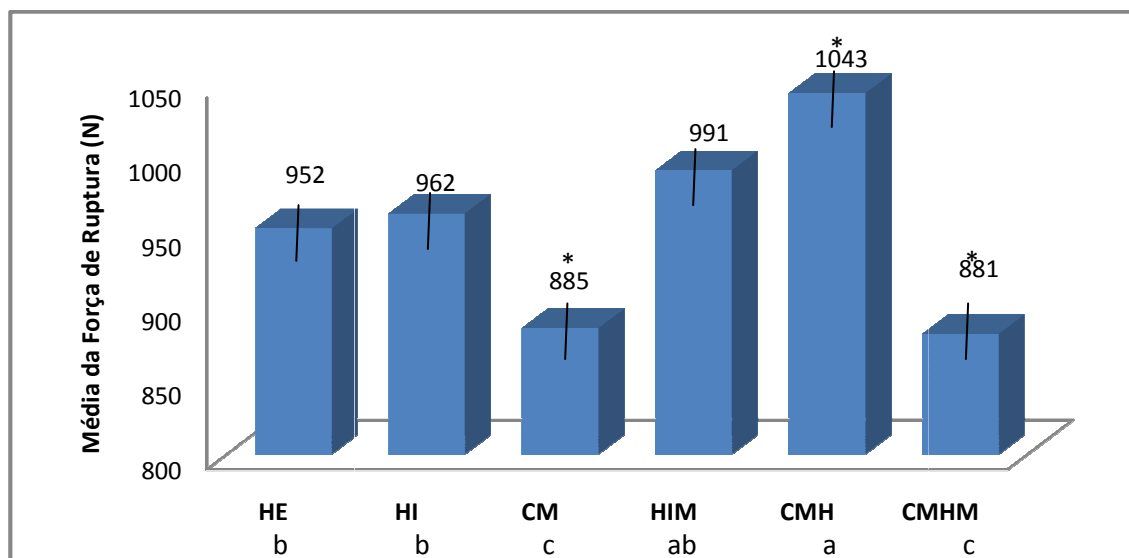
1.1 Ensaio Mecânico

A figura 9 mostra a comparação entre os valores das médias da força máxima nos implantes com corpo de 4.0 mm de diâmetro.

Os maiores valores de resistência à fratura foram observados no grupo CMH, enquanto que os menores ocorreram nos grupos CMHM e CM, sendo estes diferentes estatisticamente em relação ao grupo controle.

Houve diferença estatística ($p < 0,05$) dos grupos com conexão cone morse (CM, CMH e CMHM) quando comparados ao grupo controle (HE). Destes, a média dos valores nos implantes CM e CMHM foram menores em relação ao HE.

Os grupos HI e HIM apresentaram valores maiores que o HE, entretanto sem diferença estatística.



* Diferente estatisticamente para o grupo controle. Letras diferentes indicam diferença estatística entre os grupos.

Figura 9: Gráfico ilustrativo da comparação entre as médias dos valores de força máxima nos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro associados com UCLA (HE, HI, CM, HIM, CMH e CMHM), tendo como grupo controle o de HE.

1.2 - Análise de Tensões (MEF-3D)

A distribuição de tensões foi fornecidos pelo programa *SolidWorks Simulation®* a partir de mapas de tensões com escala de cor, sendo que as cores frias indicam desde os menores níveis de tensões (azul escuro) até os extremos (vermelho).

1.2.1 - No conjunto implante/pilar protético

Em todos os conjuntos dos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro de corpo associados com pilar UCLA (HE, HI, CM, CMH, HIM, CMHM) as tensões máximas de von Mises se concentraram na região de fulcro do conjunto, correspondente

à região de fixação virtual dos modelos, compatível com a região da terceira rosca do implante. Nessa comparação os conjuntos apresentaram tensões máximas em sua periferia tanto nas roscas dos implantes como no UCLA. Como o carregamento foi oblíquo, com inclinação de 30°, uma região do conjunto sofreu compressão (superfície contrária à aplicação da força), e outra região do conjunto sofreu tração (superfície do mesmo lado da aplicação da força). De maneira geral, a área do conjunto que foi submetida à tração apresentou menores concentrações de tensões em relação à área do conjunto que sofreu compressão. (Figura 10)

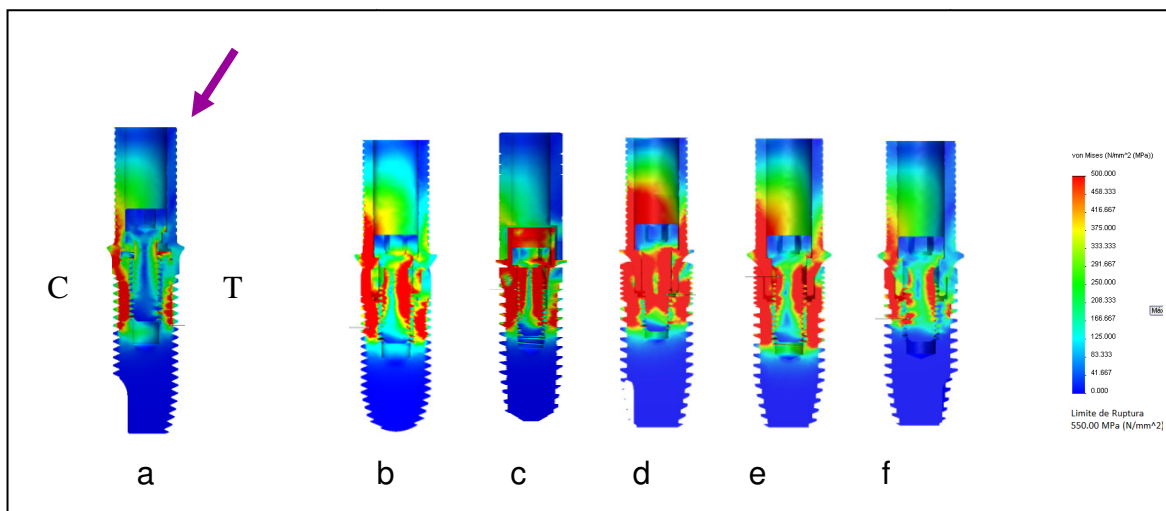


Figura 10: Imagem dos mapas de tensões de Von Misse nos conjuntos dos implantes de 4.0 mm de diâmetro montados somente com UCLA. A) HE, b) HI, c)CM, d)HIM, e)CMH, f)CMHM. C) lado do conjunto que sofreu compressão. T) lado do conjunto que sofreu tração. A seta indica o sentido do carregamento.

1.2.2 - No parafuso de retenção do UCLA

Ainda na comparação dos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro e pilares UCLA (HE, HI, CM, CMH, HIM, CMHMR), de forma geral, os parafusos de retenção apresentaram tensões máximas em suas hastes, da periferia para o interior, concentrando-se na região do “pescoço” (região cervical) e primeiras roscas. Nos parafusos correspondentes aos implantes CM, CMH, CMMR e HI as tensões se concentraram na região cervical do parafuso se estendendo até a terceira ou quarta rosca. A área do parafuso de retenção que foi submetida à tração apresentou maiores concentrações de tensões em relação à área do parafuso que sofreu compressão em todos os conjuntos. O parafuso do conjunto HIM apresentou forte concentração de

tensões desde a porção cervical de sua haste estendendo-se até as suas últimas roscas, bilateralmente. No grupo HE, observou-se que, no parafuso de retenção, somente uma pequena área no lado de tração e na haste, houve concentrações máximas de tensões (figura 11).

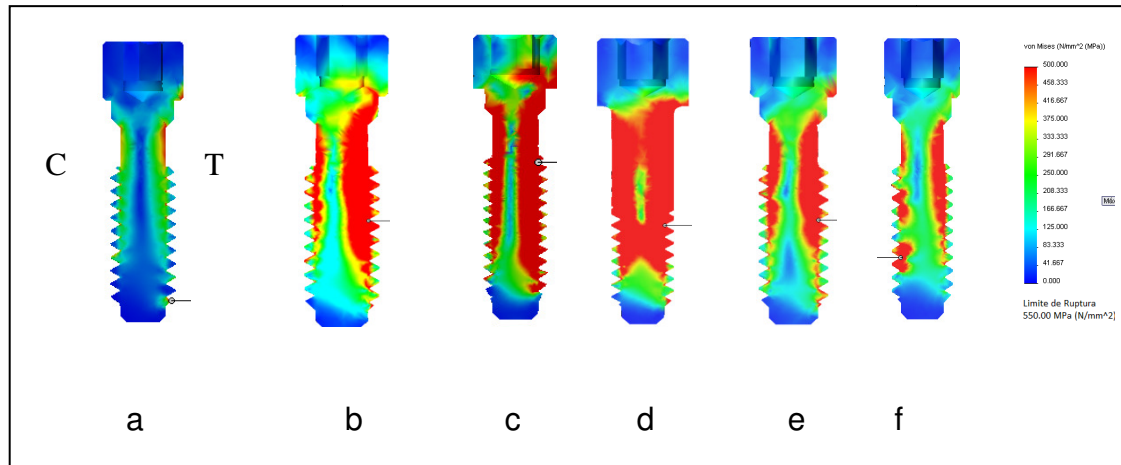


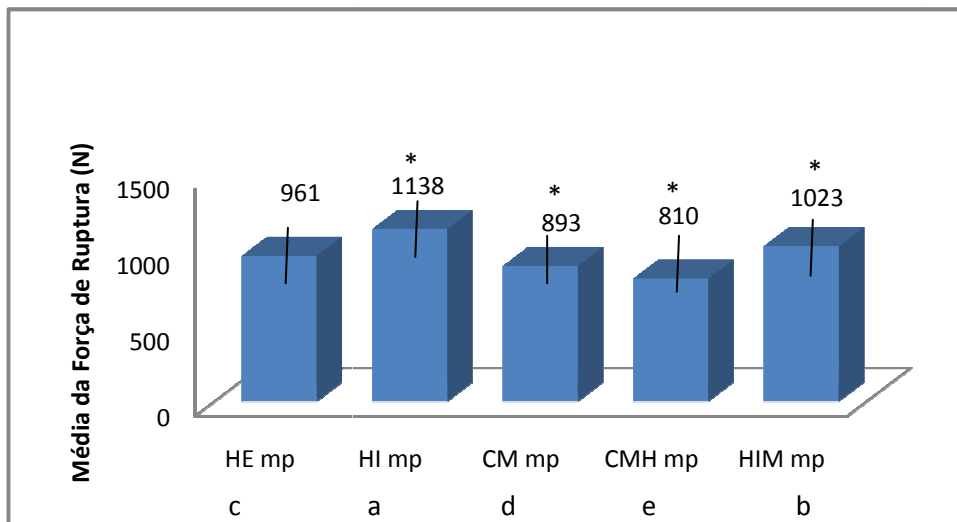
Fig. 11 – Mapas ilustrativos das concentrações de tensões de Von Misses nos parafusos de retenção do UCLA nos grupos dos implantes de 4.0 mm de diâmetro montados com UCLA. a) HE, b) HI, c) CM, d)HIM, e) CMH, f) CMHM. C – lado do conjunto que sofreu compressão. T – lado do conjunto que sofreu tração

2. Comparação entre Implantes de 4.0 mm associados a pilares intermediários do tipo Mini-Pilar (MP)

Nos conjuntos avaliados nessa comparação os implantes foram montados com pilares intermediários do tipo mini-pilar e mini-flexcone com 2 e 2,2 mm de altura de cinta respectivamente e sobre estes colocou-se cilindros de titânio. Foram utilizados implantes HE, HI, CM, CMH e HIM.

Esta análise foi incluída a fim de se observar a influência do pilar intermediário na resistência à fratura de implantes com diferentes conexões protéticas.

A figura 12 ilustra a comparação entre os grupos com a interposição do mini-pilar. Observa-se que os valores das médias de ruptura foram maiores no conjunto HI (1138N), seguido pelo HIM (1023N), HE (961N), CM (893N) e finalmente o CMH (810N). Houve diferença estatística entre todos os grupos.



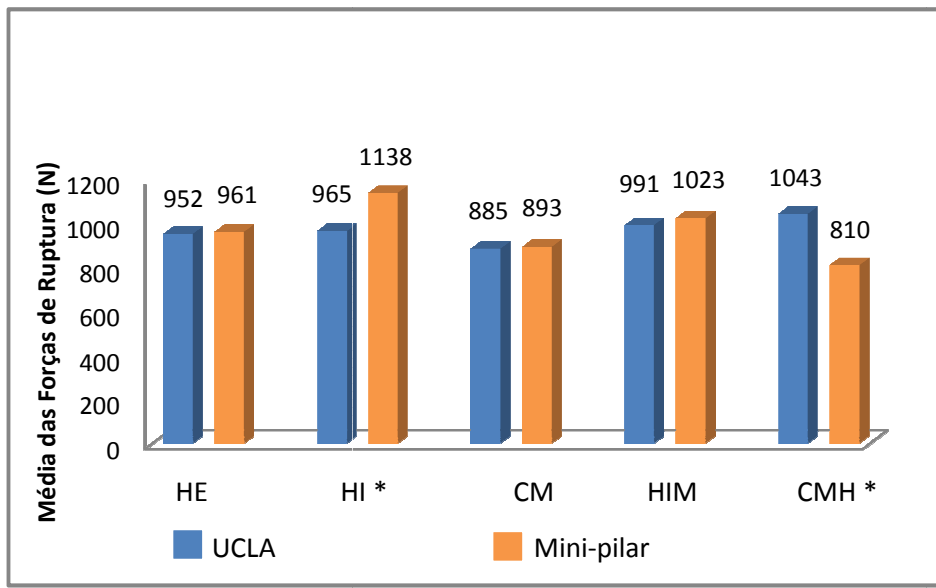
* Diferente estatisticamente para o grupo controle (HE mp). Letras diferentes indicam diferença estatística entre os grupos.

Figura 12: Gráfico ilustrativo da comparação entre os valores médios de força de ruptura nos grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro (HE, HI, CM, CMH e HIM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA.

3. Comparação da interação entre Implantes de 4.0 mm e diferentes conexões associados a pilares do tipo UCLA e pilares intermediários do tipo Mini-Pilar (MP) ou pilar Flexcone.

Esta análise foi realizada a fim de se observar a influência do uso de um pilar intermediário no conjunto implante/prótese das diferentes conexões avaliadas.

Na figura 13 foi realizada a comparação dos implantes associados a pilar UCLA ou a MP/cilindro. Nos grupos HE, CM e HIM os valores observados na utilização de MP foram maiores em relação à utilização do UCLA, porém essa diferença não foi estatisticamente significativa. No grupo HI houve diferença estatística ($p < 0,05$), com maiores valores quando se utilizou o MP. Por outro lado, o grupo CMH apresentou maiores valores quando se utilizou o pilar UCLA, com diferença estatística em relação ao grupo que utilizou o pilar intermediário.



* Diferente estatisticamente intra-grupos.

Figura 13 – Gráfico ilustrativo da comparação intra-grupos de implantes com 4.0 mm de diâmetro (HE, HI, CM, CMH e HIM) associados com pilar UCLA ou com pilar intermediário (MP/cilindro).

4. Comparação entre implantes de diâmetro reduzido (DR), tendo como grupo controle o hexágono externo 3.3mm.

4.1 - Ensaio Mecânico

A figura 14 ilustra os valores médios das forças de rupturas obtidas nos implantes de diâmetro reduzido. Ao compararmos com o grupo controle (HEDR), observou-se que os valores nos grupos UNDR e CMDR foram maiores, porém, sem diferença estatística ($p > 0,05$).

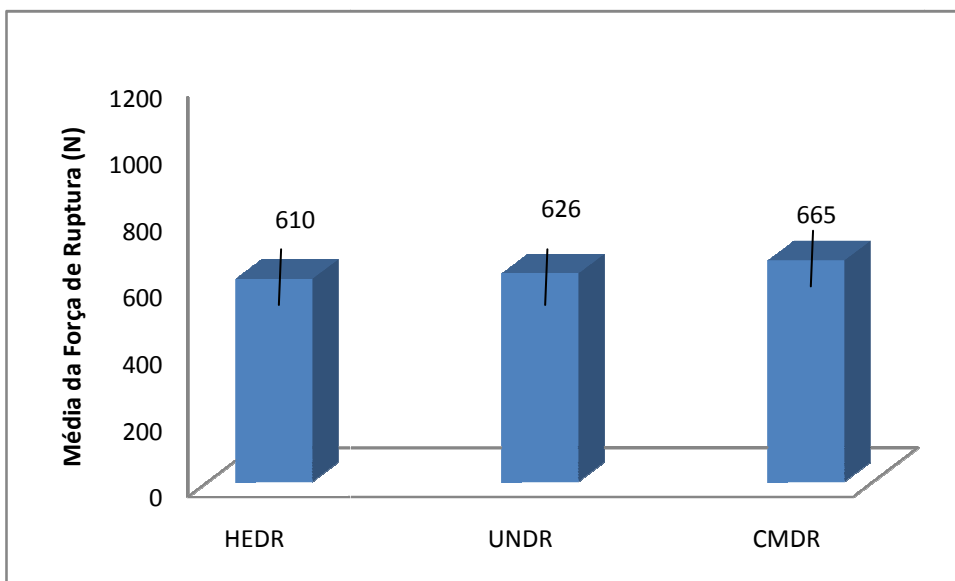


Figura 14: Gráfico ilustrativo da comparação entre os valores médios de ruptura entre os grupos de implantes com diâmetro reduzido (HEDR, CMDR e UNDR), tendo o HEDR como grupo controle.

4.2 - Análise de Tensões (MEF-3D)

Os resultados da análise qualitativa das tensões nos grupos de implantes com diâmetro reduzido foi realizada nos conjuntos implante/pilar protético, pilar e parafuso de retenção protético isoladamente.

No grupo HEDR, as máximas tensões de Von Mises abrangeram a região intermediária do conjunto e o UCLA em quase sua totalidade. No parafuso de retenção, as máximas tensões estenderam-se desde a região da cabeça do parafuso até a porção final das roscas, com ligeira predominância no lado que sofreu tração (figura 15).

No grupo CMDR as maiores tensões se concentraram no pilar intermediário (friccional) e na região cervical do implante, sendo amenizadas no cilindro em seu lado de tração e minimizadas no parafuso de retenção (Figura 16).

No grupo UNDR, pode-se observar a concentração das maiores tensões desde a região da 4ª rosca do implante até sua extensão hexagonal, que corresponde ao pilar protético desse implante (corpo único), sendo, nessa região, maior no lado de tração que no de compressão, assim como no parafuso de retenção. (Figura 17)

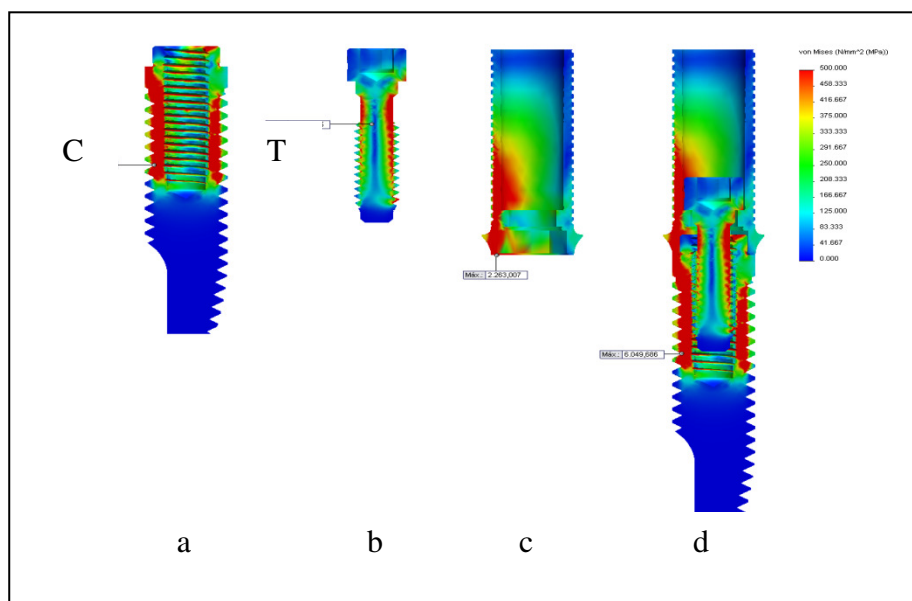


Figura 15: Mapas de tensões de Von Misses no grupo HEDR. Em a) implante, b) parafuso de retenção, c) tensões concentradas no UCLA, d) conjunto implante/pilar. C) área de compressão, T) área de tração.

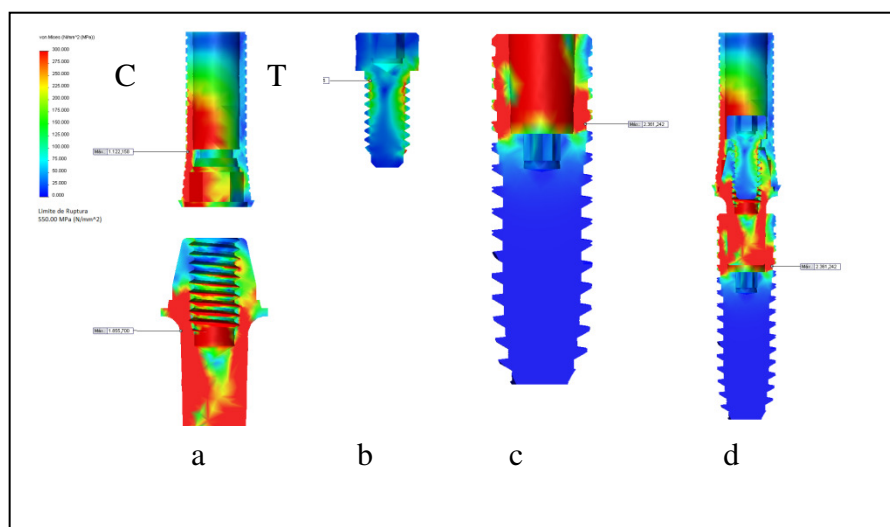


Figura 16: Mapas de tensões de Von Misses no grupo CMDR (cone morse friccional diâmetro reduzido). Em a) pilar e cilindro isoladamente, b) parafuso de retenção do cilindro, c) implante, d) conjunto implante/pilar friccional/cilindro/parafuso de retenção. C) área de compressão, T) área de tração.

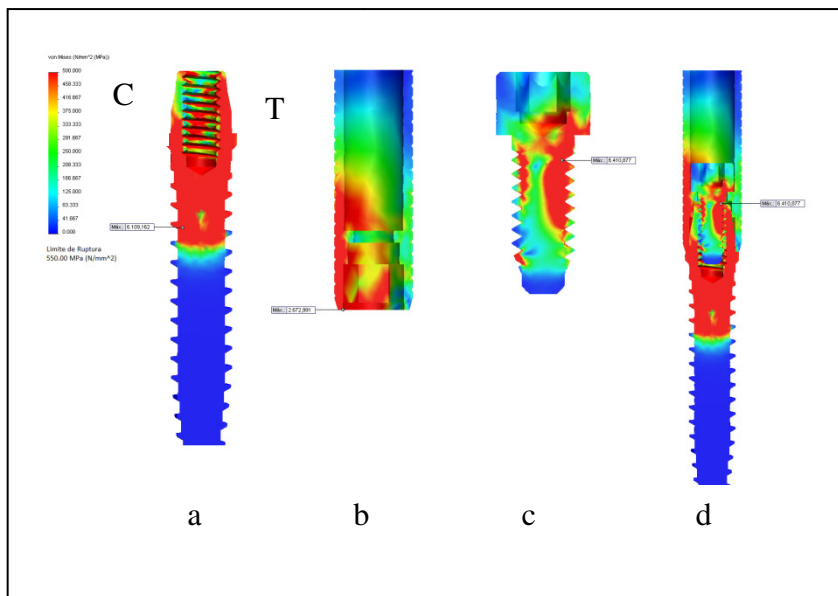


Figura 17: Mapas de tensões de Von Misses no grupo UNDR (hexágono externo de corpo único e diâmetro 2.5 mm). a) implante/pilar (corpo único), b) UCLA, c) parafuso de retenção do cilindro, d) conjunto implante/cilindro/parafuso de retenção. C) área de compressão, T) área de tração.

DISCUSSÃO

Entre as hipóteses nulas formuladas neste trabalho, apenas a relacionada com a comparação de resistência à fratura dos implantes com diâmetro reduzido foi confirmada. As demais foram rejeitadas, pois foi encontrada diferença estatística entre os implantes de 4.0 mm de diâmetro com UCLA ou com pilar intermediário e cilindro.

Todos as conexões da amostra apresentaram valores de ruptura superiores aos 140 a 200N que correspondem às forças de mastigação^{11,14,15}.

Todos os implantes foram posicionados com 3 mm de exposição para simular a saucerização, ou seja, a reabsorção óssea observada em todos os tipos de implantes, independente do seu desenho, tipo de superfície, marca comercial ou tipo de plataforma de conexão que pode chegar a 2 ou 2,5 mm a longo prazo, mesmo nos implantes cone Morse^{16,17}.

De acordo com a norma internacional de padronização ISO 14801:2007 (ISSO 14801, *Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*), os implantes foram posicionados com uma inclinação de 30° em relação ao plano horizontal, para simular a inclinação das cúspides dos molares, uma vez que estes são os dentes que sofrem maior carga mastigatória². A tensão na interface coroa-implante aumenta conforme a inclinação da cúspide, potencializando a sobrecarga nos componentes do implante¹⁸.

As simulações com os corpos de prova inclinados são importantes para a extrapolação clínica, pois, embora a carga axial seja preferível para minimizar as complicações, os implantes e suas restaurações protéticas estão sujeitos à forças oblíquas durante os movimentos de mastigação e a presença de inclinações nas cúspides das coroas protéticas. Esta concentração de tensões é maior na crista do osso alveolar e na região de fulcro rotacional do conjunto implante/pilar protético¹⁹. Alguns autores^{20,21}, utilizaram uma inclinação de 45° do implante em relação ao bloco de resina, obtendo valores próximos ao relatado neste trabalho.

No presente trabalho, além dos ensaios mecânicos, utilizou-se a análise de tensões no conjunto implante/parafuso de retenção/componente protético, através do método dos elementos finitos. O comportamento biomecânico dos implantes dentários é

diferente do dente natural; disso podem decorrer problemas clínicos. O mecanismo de distribuição de tensões e a transferência de carga para a interface implante / osso é um assunto crítico que afeta a taxa de sucesso de implantes . Vários estudos têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais por meio de elementos finitos (MEF), fotoelasticidade, medidores de tensão e associações destes métodos para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários . Os medidores de tensão podem ser usados para avaliar in vivo e in vitro as tensões em próteses, implantes e dentes. Estas metodologias podem ser amplamente aplicadas na odontologia, principalmente no campo da pesquisa. Portanto, elas podem orientar futuras pesquisas e estudos clínicos, prevendo algumas desvantagens, agilizando o tempo clínico e diminuindo custos²² .

Vários fatores estão diretamente relacionados com o comportamento biomecânico do conjunto implante/prótese tais como modificações da geometria e superfície dos implantes, fabricação de novas conexões protéticas e desenvolvimento de abutments e implantes com novos materiais²³ . Portanto, foram realizadas neste trabalho, comparações entre diversas conexões protéticas.

Dentre os implantes de conexão interna, o CMH, apresentou valor de ruptura maiores quando comparados aos implantes HE (média de 950 N), próximos aos valores relatado por Moris et. Al (2012)²¹ que verificaram média de 980 N e Covani et. al (920 N)²⁴. Esta observação está de acordo com a literatura, pois implantes com conexão tipo cone morse demonstraram superioridade quando comparados com os de conexão externa no que diz respeito à resistência mecânica da interface implante-conexão protética^{25,26,27} A conexão interna cônica resulta em uma conexão mais justa devido à fricção entre o pilar e o implante^{1,10}. Este tipo de conexão torna-se mais estável biomecanicamente do que as conexões de hexágono interno e sobretudo externo, sendo indicada por apresentar maior resistência e estabilidade devido a redução de micromovimento^{18,19,28,29} .

Na conexão tipo cone morse, a junção é mais resistente em relação a utilização do parafuso no hexágono externo, por ser mais profunda e ter paredes internas convergentes em um ângulo de 8 a 11 graus. Esta junção melhora a resistência à flexão do pilar, quando comparado com conexões convencionais (HE e HI)²⁶. Entretanto, os implantes no grupo CM, que apresenta inclinação interna das paredes na região da conexão protética de 11°, neste trabalho, obtiveram valores de força de ruptura

estatisticamente menores em relação ao grupo HE. Isto pode ser explicado pela utilização de parafuso de retenção mais estreito (1,8 mm) neste tipo de implante em relação aos demais (2.0 mm).

O implante HIM (Hexágono interno Morse) é um implante híbrido com travamento do pilar protético por fricção entre as superfícies e utilização de parafuso de retenção. Apresenta 22° de inclinação das paredes internas no cone do implante. Neste trabalho, o HIM mostrou melhores resultados em relação ao CM convencional, resultados estes condizentes com outro trabalho que realizou a comparação da resistência à fratura após ensaios mecânicos de compressão e fadiga acelerada entre dois tipos de conexões Morse: Implante Morse Astra Tech® (com inclinação das paredes internas de 22°) e o implante cone Morse convencional (Signo Vines)®, concluindo que o HIM obteve resultados melhores, porém não diferentes estatisticamente quando comparados ao CM convencional ¹¹.

O implante CMH com UCLA foi o implante da amostra que obteve os melhores resultados em relação à resistência à fratura. Estes implantes representam uma evolução em relação às conexões cônicas pelo fato de não só apresentarem um assentamento cônico como também dispor de uma conexão hexagonal, para indexação dos pilares protéticos, em especial os angulados ¹⁷. Apresentam inclinação do cone interno de 40° permitindo maior angulação durante o posicionamento dos intermediários protéticos. Esta característica facilita a correção de inclinações no posicionamento dos implantes, aumentando sua indicação⁴, uma vez que as conexões cônicas tem sido mais indicadas para reabilitação de coroas unitárias, por não permitirem grandes correções de angulação²⁹. Entretanto, quando se utilizou um pilar intermediário entre o implante e o cilindro nos implantes de 4.0 mm, o grupo CMH apresentou piores resultados. O aumento da altura do fulcro rotacional do conjunto associado ao estreitamento do pescoço do implante (0,6 mm) devido à acentuada inclinação das paredes internas (40°) (figura 4) podem explicar os resultados inferiores obtidos por esse grupo, pois implantes com conexão interna apresentam uma parede de fixação lateral mais estreita na região da conexão protética com grande concentração de tensões e maiores probabilidades de deformação⁴. Neste sentido, Covani et. al (2013)²⁴ propuseram a utilização de um colar de reforço na região cervical de um implante com características semelhantes ao CMH deste trabalho, obtendo melhores resultados em relação ao CMH convencional em uma avaliação de tensões pelo método de elementos finitos.

Uma forma de tentar minimizar as distorções incorporadas durante a confecção de infra-estruturas protéticas se dá através da utilização de pilares intermediários entre a infra-estrutura protética e a plataforma protética do implante. A utilização desses pilares distribui melhor as tensões geradas ao redor dos mesmos, protegendo a conexão pilar/implante e o parafuso de retenção no interior do implante^{20,21}. Neste trabalho, na comparação entre os conjuntos implante/componente protético com UCLA e com pilar intermediário utilizados nos implantes HE, HI, CM, HIM e CMH com 4.0 mm de diâmetro, todos os conjuntos, com exceção do CMH, também apresentaram resultados superiores em relação à resistência à fratura, quando utilizou-se um pilar intermediário.

Outro aspecto importante para a reabilitação é o espaço disponível para a construção da coroa protética ou instalação do implante, principalmente na região de incisivos inferiores e incisivos laterais superiores³⁰.

Os implantes dentários curtos têm sido amplamente usados como alternativa de tratamento em determinadas situações clínicas selecionadas³¹, o que não acontece ainda com implantes de diâmetro reduzido. Portanto, análises do comportamento biomecânico, do comprimento e diâmetro reduzido dessas geometrias de implantes justificam-se.

Ao analisarmos os implantes com diâmetro reduzido (HEDR, CMDR e UNDR) não encontramos diferença estatística entre eles, apesar de possuírem diâmetros de corpo diferentes. O grupo CMDR (2,8 mm) e UNDR (2,5 mm), apresentaram média dos valores de ruptura maiores que o grupo controle (HE 3.3 mm). Em relação ao grupo CMDR, estes maiores valores podem ser justificados pela presença da conexão interna. Melhores resultados no grupo UNDR, mesmo possuindo um diâmetro de 2,5 mm de corpo, pode ter ocorrido em virtude da fabricação de um hexágono externo mais alto neste tipo de implante em relação aos implantes de hexágono externo convencionais com altura reduzida do hexágono, gerando mais micromovimentação com maior propensão ao afrouxamento do parafuso de retenção^{4,5}. Alguns autores sugerem a utilização de implantes de corpo único, pois com esta geometria, o implante torna-se mais resistente, mesmo possuindo um diâmetro reduzido, minimizando os risco de deformação e fratura³⁰. Imagens obtidas através do método de elementos finitos mostraram distribuição de tensões muito semelhantes entre dois modelos com diferentes pilares. Observou-se que o pilar sólido (corpo único) distribuiu mais uniformemente estas tensões quando comparado ao pilar sobre um implante HE com diâmetro

reduzido³². A conformação do implante com uma extensão de 1,5 mm acima da plataforma protética eliminou a deformação do implante na área do pescoço, reduzindo as tensões resultantes do osso marginal, em relação aos resultados obtidos na análise sobre o implante HE 3.3 mm convencional⁹.

A fratura do parafuso de retenção do pilar protético pode ser um problema grave. Com o remanescente do fragmento no interior do implante, ele pode impedir o implante de funcionar eficientemente ou até mesmo inutilizá-los. Atualmente existem parafusos de retenção fabricados com ligas de titânio, ouro ou aço inoxidável (aço cirúrgico)^{8,33,34}.

O uso de parafusos de retenção do pilar em ouro dificulta o seu afrouxamento porque o ouro puro é deformado durante o aperto do parafuso, o que aumenta a sua resistência ao atrito. A pré-carga inicial dos parafusos de ouro é significativamente maior comparado com os parafusos de titânio³³. Neste trabalho, os parafusos de retenção utilizados, foram confeccionados com aço cirúrgico AISI 304. O aço cirúrgico é um tipo de aço inoxidável resistente à corrosão, especialmente adequado para as aplicações cirúrgicas. Pode ser produzido com diferentes graus de dureza e resistência à tração. Neste caso, os parafusos de retenção dos pilares receberam torque de 40 N/cm² recomendados pelo fabricante, enquanto que, atualmente, a maioria dos parafusos semelhantes a estes, são fabricados em liga de titânio e recebem torque de 32 N/cm².

A fratura do parafuso de retenção representa uma defesa para o implante dentário, sendo o ponto mais frágil do sistema. A fratura do parafuso determina a falha no conjunto implante/componente protético, aliviando as tensões no implante e no osso alveolar. Um parafuso muito resistente poderia gerar maiores tensões no implante causando a fratura do mesmo¹¹. Neste trabalho, nos implantes CMH, CMHM, observamos fratura tanto do parafuso de retenção do UCLA como do próprio implante. No HE a fratura ocorreu somente no implante (ver tabela 5). Portanto, outros estudos devem ser realizados para avaliar a aplicabilidade clínica, vantagens e desvantagens dos parafusos fabricados com aço cirúrgico, comparando-o com os parafusos de ouro e titânio.

A hipótese nula que diz respeito às comparações das concentrações de tensões entre os grupos HE, HI, CM, HIM, CMH e CMHM com UCLA e entre os grupos de implantes com diâmetro reduzidos, foi rejeitada, tanto no que diz respeito aos conjuntos implante/pilar protético, como nos parafusos de retenção.

As imagens do MEF-3D no presente trabalho permitiram uma análise qualitativa das concentrações de tensões de Von Misses, pois os carregamentos foram equivalentes, em todos os grupos, aos valores da média da força de ruptura obtidos em cada grupo, nos ensaios mecânicos. Dessa maneira, conseguiu-se determinar as áreas de maior tensão no conjunto implante/pilar protético no momento da ruptura.

O local de concentração máxima de tensão nos conjuntos implante/pilar, ficou localizado na região do fulcro rotacional, ou de fixação virtual dos mesmos, na área que sofreu compressão, sendo condizente com a literatura^{20,21,32}.

O grupo CMH com UCLA, apresentou maior resistência à fratura durante os ensaios mecânicos, isto condiz com a análise por MEF-3D deste tipo de implante, onde observou-se, entre todos os grupos com a mesma configuração, melhor distribuição das tensões tanto no implante como no parafuso de retenção.

Nos parafusos de retenção as maiores tensões foram localizadas na área de tração, próximas do pescoço do parafuso. No grupo CMDR, devido à presença do pilar friccional entre o implante e o UCLA, observamos que houve uma maior proteção do parafuso de retenção, devido à mínima presença de áreas de concentrações de tensões que indiquem ruptura³³.

No grupo HE e HEDR, menores tensões foram verificadas no parafuso de retenção do UCLA. Desta maneira, observa-se que as tensões de ruptura ficaram concentradas na região cervical do implante, ou, na sua área de fixação virtual. Estes dados corroboram com o ensaio mecânico, pois, neste grupo de implantes, as fraturas ocorreram no implante e não no parafuso de retenção do UCLA, que se manteve íntegro. Portanto, os implantes HE (4.0 e 3.3 mm) fraturaram antes do parafuso de retenção, indo contra ao relatado em outros trabalhos^{6,12,17,19}, quando espera-se que o parafuso frature primeiro, preservando o implante já osseointegrado. O hexágono baixo do HE gerando maiores tensões no conjunto implante/pilar, associado ao parafuso de aço cirúrgico, mais resistente que o titânio, pode ser uma explicação para a fratura do implante e integridade do parafuso de retenção³⁴.

Existem atualmente vários sistemas de implantes, fabricados por muitas empresas, com diferentes composições de ligas de titânio, superfícies e geometrias. A

escolha do tipo de implante e consequentemente das conexões protéticas e seus componentes, deve ser um item dentro do complexo planejamento restaurador na implantodontia.

O afrouxamento do parafuso de retenção e consequentemente sua fratura e, com menor frequência, a fratura do implante, podem estar mais relacionados à falhas durante o processo reabilitador do que com o tipo de sistema utilizado. Dessa maneira, a observação de um protocolo cirúrgico correto, a realização de um planejamento protético reverso, o assentamento dos pilares e coroas protéticas de forma passiva, a presença do equilíbrio oclusal, manutenções periódicas e a colaboração do paciente, principalmente em relação à higienização das restaurações protéticas, é que irão influenciar de forma mais significativa o sucesso do tratamento.

CONCLUSÃO

Na avaliação do implante de 4.0 mm de diâmetro, tendo como componente protético somente UCLA, os implantes HI, HIM com conexão interna, apresentaram valores de resistência à fratura de seus componentes sem diferença estatística em relação ao HE. O CM e o CMHM apresentou valores menores que o HE e o CMH mostrou ser mais resistente em relação ao grupo controle.

A interposição de um mini-pilar de 2mm entre o implante e o UCLA, aumentou a resistência à fratura nos grupos de implantes testados. Valores menores foram obtidos pelo grupo CMH.

Não houve diferença estatística em relação à resistência à fratura nos implantes de diâmetro reduzido utilizados neste trabalho.

As tensões mais elevadas foram observadas na área de fulcro dos conjuntos ou na região de fixação virtual, correspondente, no teste mecânico, ao local a partir do qual o implante permaneceu exposto em relação ao bloco de resina. No parafuso de retenção, as maiores tensões se concentraram no lado de tração, próximos ao pescoço do mesmo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Freitas AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (Screwed vs. Cemented) in reability and failure modes of anterior crowns. Eur J Oral Sci. 2011;119:323-30.
2. Dittmer S, Dittmer M, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. J Prosthodont. 2011; 20:510-516.
3. Pita MS , Anchieta RB , Barão VA , Garcia IR Jr , Pedrazzi V , Assunção WG . Platforms prosthetic implant dentistry. Craniofac J Surg 2011;22(6):2327-31.
4. Juang RE; Pjetursson B.E; Glauser R; Zembic A; Zwahlen M A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin. Oral Impl.Res. 2008;19: 119–30.
5. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. J Oral Rehabil 2006;33:75-8.
6. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, LA Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 morse taper connection implants: Result after 4 years of functional loading. Clin Oral Implants Res 2009; 20:254-61.
7. Sailer, I. et al. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions.Clin. Oral Implants Res.2009; 20:4-31.
8. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O.Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent. 2002 ;88(6):604-10
9. Silva NETO JP, Prudente MS, Carneiro TAPN, Nobilo MAA, Penatti MPA, Neves FD.Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. J. appl. Oral sci. 2012; 20(5).

10. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72:1276-86.
11. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22:283–86.
12. Freitas-junior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res*.2013; 2:45-52
13. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral implants Res* 2008; 19:1276-1284.
14. ABNT NBR 14801/2012. Odontologia — Implantes — Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. 2012
15. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H. Force transmission o fone-and-two-piece Morse taper oral implants: a monolinear finite elements analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15:481-489.
16. Consolaro A, Carvalho RS, Francischone Junior CE, Consolaro MFMO, Francischone CE. Saucerização de implantes osseointegrados e o planejamento de casos clínicos ortodônticos simultâneos. *Dental Press J. Orthod*. 2010; 15 (3):19-30
17. López-Marí L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B, et al. Implant platform switching concept: an update review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;14:450-54

18. Baghdadi , L.; Steinman, D. ; Ladak, H. M. Template-based finite element mesh generation from medical images. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 2005; 77:11-21.

19. Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T. Nonlinear stress analysis of titanium implnats by finite element method. *Dent Mater J.* 2008; 27(04):633-39.

20. [Moris](#) ICM,Faria ACL , [de Mattos](#) MGC ,[Ribeiro](#) RF , [Rodrigues](#) RCS. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2012; 4 (3) : 158-61.

21. Pesqueira A , Goiato M , Gennari-Filho H , Monteiro D , Dos Santos D , M Haddad , Pellizzer E . The use of methods of stress analysis to evaluate the biomechanics of rehabilitation with oral implants. *J Oral Implantol.* 2012 . [Epub ahead of print]

22. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12:262-72

23. Covani U , Ricci M , P Tonelli , Barone A .An evaluation of new projects in implant abutment connections: A finite element method assessment. *Implant Dent.* 2013, 22 (3) :263-7.

24. Levine, R. A. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for singletooth replacements. *International Journal Oral Maxillofac Implants.* 2007;14:516-20.

25. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11:458-464.

26. Lindquist LW, Carlsson GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants.. *Acta Odontol Scand*. 1985;43(1):39-45.
27. Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol*. 2004;30:178–188.
28. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13:542–49.
29. Reddy MS, O'Neal SJ, Haigh S, Aponte-Wesson R, Geurs NC. Initial clinical efficacy of 3-mm implants immediately placed into function in conditions of limited spacing. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23:281–88.
30. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. 2010; 55 (6) :341-50.
31. Anami L, Costa Lima J, F Takahashi, Neisser M, Noritomi P, Bottino MA. Stress distribution around dental implants with different internal connections-cone: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2013. [Epub ahead of print]
32. Martin WC, Woody RD, Miller BH, et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J ProsthetDent*2001;86:24-32.
33. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):209-18.

ANEXO A

Normas do periódico **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, selecionado para a publicação do artigo

JOMI NOTICE TO CONTRIBUTORS

Submit manuscripts via JOMI's online submission service:

www.manuscriptmanager.com/jomi

Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document.

No paper version is required.

Acceptable material. Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors. Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines. Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36-47). See <http://www.icmje.org>.
- **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
- **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

- **Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.
- **Numbers.** Per SI convention, authors are requested to use decimal points rather than commas for fractional numbers.

REFERENCES

- **All references must be cited** in the text, numbered in order of appearance.

- **The reference list** should appear at the end of the article in numeric sequence.
- **Do not include unpublished data** or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- **Avoid using abstracts** as references.
- **Provide complete information** for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.

Book reference style:

1. Siklak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
- Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
- *Note that article acceptance is pending receipt of acceptable original art.*

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634).

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630-736-3634).

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.

ANEXO B

REVISÃO DE LITERATURA

Desde as primeiras pesquisas de BRANEMARK, principalmente depois da introdução dos chamados implantes osseointegráveis de titânio a partir de 1969, a implantodontia pode ser considerada uma das especialidades que mais tem se desenvolvido dentro da Odontologia (BRANEMARK et al 1985).

ALBREKTSSON et al (1981), tentaram definir o conceito de osseointegração como sendo o contato direto do tecido ósseo com a superfície de um implante em plena função ao nível de microscopia óptica, sem interposição de tecido fibroso. Este conceito tem se modificado ao longo dos anos por diversos autores.

ZARB e ALBREKTSSON, por exemplo, em 1985, o redefiniram como uma conexão direta estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante submetido à carga mastigatória. Tal nova definição foi criticada, pois não indica o nível de resolução deste contato direto e nem inclui os seus limites mínimos para justificar o fenômeno.

Os biomateriais à base de titânio, além da biocompatibilidade e biofuncionalidade, apresentam excelente resistência mecânica, sendo o titânio comercialmente puro (Ti c.p.) amplamente utilizado na Odontologia, mais particularmente na Implantodontia para fabricação de implantes dentais, por ser possuidor de uma alta ductibilidade, resistindo a forças cíclicas no ambiente bucal (GARCIA, 2006).

O uso do Titânio e suas ligas como biomateriais possui altos índices de sucesso, devido a combinação favorável de suas propriedades mecânicas, físicas e químicas como baixa densidade, alta resistência mecânica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência à corrosão e excelente biocompatibilidade (STEINEMANN, 1998; MASSARO et al., 2002).

A substituição de dentes perdidos por meio de próteses implanto-suportadas tornou-se uma opção de tratamento eficaz e aceitável tanto para pacientes parcial ou totalmente desdentados. (BRANEMARCK et. al, 1969).

Os implantes dentários têm sido utilizados para o tratamento único, parcial ou total de edentulismo, com altas taxas de sucesso e previsibilidade. Os sistemas convencionais são constituídos por um implante de titânio e um pilar protético

transmucoso onde a prótese é confeccionada. Estas estruturas são aparafusadas entre si com parafusos de ouro ou titânio (STEINEBRUNNER et. al, 2008).

Complicações técnicas são associadas a sobrecargas oclusais desenvolvidas durante a função ou devido a hábitos parafuncionais. É conhecido o efeito de forças deletérias na adaptação ou não do osso periimplantar (ISIDIOR, 2006). Contudo, afrouxamento e fraturas de parafusos do intermediário e da prótese, fratura do implante, do material restaurador, também são descritas e relacionadas às tensões e deformações geradas (GENG, TAN e LIU, 2001; BERGLUNDH, PERSSON e KLINGE, 2002; NEDIR et al., 2006).

A oclusão é um fator importante para a determinação da direção do carregamento das próteses implantossuportadas. As forças compressivas devem predominar pois o osso alveolar é mais resistente à compressão do que a tração (MORNEBURG e PROCHEL, 2002)

Durante a mastigação é criado um carregamento complexo formado por tensões normais e cisalhantes, forças verticais, horizontais e inclinadas complementadas por diferentes momentos. Daí a importância dos ensaios mecânicos In vitro para prever a aplicação clínica. O objetivo dos ensaios mecânicos é quantificar as propriedades dos materiais evidenciando a relação entre resistência mecânica e seu processamento (ELIAS, 2007).

As forças mastigatórias cíclicas geram fadiga aos dentes e conseqüentemente também aos implantes, com uma variação de força de até 370 N e uma freqüência de 1,25 Hz (LINDQUIST e CARLSSON, 1985; MERICSKE-STERN e ZARB, 1996; KHRAISAT et al., 2002). Com a fadiga, o implante dental começa a desenvolver microtrincas internas que podem aumentar em número e tamanho conforme a quantidade de ciclos. Em um conjunto implante/ prótese, a fadiga leva a micromovimentos deste sistema, resultando em afrouxamento do conjunto, fendas no implante, trincas no parafuso de união do componente protético ou até mesmo a ruptura do implante dental (HOYER et al., 2001).

Os implantes presentes na cavidade bucal serão expostos a esforços mecânicos, como forças de tração, compressão e fadiga. Pesquisando os efeitos a longo prazo da mastigação em próteses implanto-suportadas, Lindquist e Carlsson em 1985, relataram que as forças de mastigação podem alcançar valores entre 140 N e 200N. Valores similares foram encontrados por MERICSKE-STERN e ZARB em 1996, utilizando

pacientes reabilitados com próteses implantossuportadas. O valor médio para a força de mastigação foi de 165 N. Os autores relataram que a força produzida pela mastigação pode sofrer variação de acordo com o tipo de implante usado, o número de implantes instalados, pacientes total ou parcialmente edêntulos e conseqüentemente o tipo de prótese escolhida para a reabilitação.

Embora carga axial é preferível para minimizar as complicações, os implantes estão sujeitos à forças oblíqua durante os movimentos de mastigação e a presença de inclinações nas cúspides das coroas protéticas . Esta concentração de carga é maior na crista do osso alveolar, região de fulcro rotacional do conjunto implante/componente protético (MISCH et. al, 2001).

A tensão na interface coroa-implante aumentou conforme a inclinação da cúspide, apresentando maior intensidade no modelo C (Cúspide de 30°). Provavelmente esse resultado deve ter sido influenciado pelo contato oclusal e pela inclinação da cúspide, pois sabe-se que o grau de angulação da cúspide potencializa a sobrecarga nos componentes do implante, ou seja, a medida que aumenta a inclinação da cúspide, maior será a tensão na coroa e no parafuso (BAGHDADI et al, 2005).

Mesmo com um planejamento de tratamento rigoroso, falhas de podem ser observadas devido a sobrecargas e variações do paciente em relação ao tecido ósseo peri-implantar. Além disso, a técnica cirúrgica realizada e a qualidade e quantidade óssea são fatores determinantes no sucesso a longo prazo de tratamento com implantes (SILVA et. at, 2007).

Embora a alta taxa de sucesso tem sido relatado, o tratamento com implantes está sujeito à complicações, falhas e limitações (PITA et. al, 2012). A perda óssea Peri-implantar é de 0,9 mm no primeiro ano após sua instalação. Essa perda aumenta com o passar dos anos, podendo chegar a 2 ou 3mm a longo prazo (LOPEZ-MARI et. al,2009).

A estabilidade da interface osso- implante é necessária para a evolução clínica a longo prazo dos implantes dentários. As falhas dos implantes que ocorrem após o carregamento funcional estão relacionadas principalmente a fatores biomecânicos. Micro movimentos e vibrações devido às forças oclusais pode levar a complicações mecânicas, tais como o afrouxamento do parafuso e fraturas do pilar ou implantes .O objetivo deste estudo foi investigar as distribuições de tensão nos sistemas de conexão-pilar sob condições de carga semelhantes. De acordo com a

análise, o sistema de conexão do pilar com conexão hexagonal externa apresentou maiores valores de deformação, que o hexágono interno. O sistema cone Morse hexagonal apresentou melhores resultados (BALLIK et. Al, 2011)

Em uma revisão realizada sobre perda de implantes, a fratura de implantes foi responsável por essa perda entre 5 e 20% dos casos. (BERGLUNDH et al. 2002).

A fratura dos materiais metálicos consiste na separação das partes deste material devido à aplicação de cargas extrínsecas, as quais podem ser induzidas, através da aplicação de cargas lentas por tração, flexão, compressão e torção, ou ainda A fratura por impacto, carregamento repetitivo, ou cargas de baixa intensidade por um período longo (MORNEBURG e PROCHEL, 2002.)

Fraturas de implantes raramente ocorrem, mas são de alta relevância clínica. A maioria dos autores relataram incidências muito baixas de fraturas. Estudos relataram oito implantes fraturados entre 4045 implantes. Estas complicações podem ser divididas em três grupos, de acordo com as suas origens: processos biológicos e mecânicos, inadequações na adaptação e fatores relacionados ao paciente (TONETTI et al., 1994).

Investigando a causa de falha mecânica de implantes osseointegrados, MORGAN et al., em 1993, compararam 5 implantes osseointegrados (Bränemark® - Nobel Biocare – Sweden) fraturados clinicamente com amostras novas fraturadas em laboratório por carregamento cíclico ou compressão máxima. O teste de compressão máxima foi realizado nos conjuntos até alcançar a ruptura do material (1.860 N) e o teste de fadiga utilizou força de 1.100 N com frequência de 13-15 Hz e 100.000 ciclos. As observações em microscopia eletrônica de varredura revelaram estriações similares nas superfícies dos implantes fraturados em situação clínica e nos testes de fadiga. Os autores concluíram que os implantes osseointegrados falharam na fadiga por cargas fisiológicas, e esta falha foi agravada pela reabsorção óssea em torno dos implantes.

Em teste de fadiga realizado seguindo as normas da ISO14801:2007(E) (Dentistry - Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants), que regulamenta a aprovação dos produtos na certificação FDA (Food and Drug Administration), THOME e colaboradores (2011) utilizaram o sistema de implante Cone Morse (ø3.5mm, Neodent, Curitiba, Brasil) com pilar angulado 30° (Neodent) não apresentou sinal de falha após 5.000.000 de ciclos, sob frequência de 14Hz e valor carga de 190N (Figura 3). É importante relatar que o limite de fadiga para aprovação no FDA é de 178N para implantes infraósseos, sob 5×10^6 ciclos, para a situação

clínica mais crítica dentro da família de cada implante, justificando a escolha das peças para o teste apresentado.

Três fatores são responsáveis pelo afrouxamento do parafuso de retenção do pilar protético em implantes HE: sobrecarga vertical, carga lateral no lado de folga e superestruturas com desajustes (TSUGE et. al, 2009).

Um parafuso pode ser comparado a uma mola esticada pela pré-carga com as forças de fricção mantendo o estiramento nas roscas. O valor ideal estabelecido pela pré-carga é de 60% a 70% do limite de escoamento do parafuso, dado pelo módulo de elasticidade do material constituinte no diagrama de tensões/deformações. A partir do momento em que a tensão ultrapassa o limite de proporcionalidade, tem-se início a fase plástica onde ocorrem deformações permanentes no parafuso sem acréscimo de tensões. Essas deformações geram afrouxamento do parafuso e, se as tensões ultrapassarem o limite de resistência do material, ocorre a ruptura que é a falha completa do sistema (GUDA et al. 2008).

A fratura do parafuso de retenção do pilar protético pode ser um problema grave; com o remanescente do fragmento no interior do implante, ele pode impedir o implante de funcionar eficientemente (HOYER et al, 2001).

Alguns estudos colocam como principal razão para a fratura do parafuso a não detecção de seu afrouxamento, que pode ser devido ao bruxismo, uma desfavorável supraestrutura, sobrecarga, fadiga ou função incorreta. Levando em consideração, forças funcionais, biomecânica, e distribuição de tensões para os tecidos vizinhos, o parafuso de união intermediário ao implante é um dos principais compostos de um implante dentário. Vários casos de desaperto e fraturas tem sido citados na literatura (GARCIA, 2006).

FREITAS JUNIOR et. al (2013) compararam a resistência à fratura após ensaios mecânicos de compressão e fadiga acelerada entre dois tipos de conexões Morse: Implante Morse Astra Tech® (com inclinação das paredes internas de 22°) e o implante cone Morse convencional (Signo Vinces)®. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois implantes utilizados e que as fraturas ocorreram no hexágono do abutment e na região do pescoço do parafuso de retenção.

Em um estudo para comparar a resistência e tipo de fratura em dois tipos de conexão interna através de ensaio mecânico e fadiga acelerada, FREITAS JUNIOR et.

al (2011) observaram que todos os parafusos de retenção dos pilares foram fraturados. Baseados na fractografia, todas as fraturas foram caracterizadas por exposição bruta e deformação plástica, sugerindo fraturas dúcteis. As fraturas dúcteis ocorrem como resultado de tensões que excedem o limite de escoamento do material. As fraturas nos parafusos de retenção da prótese ocorreram na região do fio, pescoço e cabeça em um grupo sendo que no outro grupo ocorreram apenas fraturas no pescoço. A área do pescoço representa um ponto crítico para a resistência à fratura nos parafusos de retenção devido à mudança na geometria ao longo do seu comprimento. Além disso essa região corresponde à secção transversal mais fina desse componente.

O uso de parafuso de retenção do pilar de ouro impede o seu afrouxamento porque o ouro puro é deformado a durante o aperto do parafuso, o que aumenta a sua resistência ao atrito. A pré-carga inicial dos parafusos de ouro é significativamente maior comparado com os parafusos de titânio (MARTIN et. al, 2001).

ALMEIDA et. al (2013), avaliaram os modos de confiabilidade e fracasso de implantes com hexágono interno-(IH), hexágono externo (EH), ou cone Morse (MT) com a fixação de UCLAs de titânio. A hipótese postulada e confirmada posteriormente, foi que as diferentes conexões implante-pilar resultariam em diferentes confiabilidade e modos de falha quando submetido ao teste de fadiga acelerada (SSALT) em água, com melhores resultados para as conexões internas em relação à conexão esxterna.

As falhas de conexão implante-pilar são problemas clínicos relativamente freqüentes. Portanto, estes autores realizaram uma pesquisa com o objetivo de avaliar a influência do carregamento dinâmico de longo prazo sobre a força de fratura em diferentes conexões implante-pilar. Seis sistemas de implantes foram testados: dois sistemas com conexões externas (Brånemark, Compress) e quatro sistemas com conexões internas (Frialit-2, substituir-Escolha, Camlog, Screw-Vent). Concluíram que os sistemas de implantes com longas ligações cônicas internas mostrou vantagens no que diz respeito à longevidade e maior força de fratura em comparação com os sistemas com menor projetos de conexão interna ou aqueles que possuíam conexões externas (STEINEBRUNNER et. al, 2008).

Vários fatores estão diretamente relacionados com o comportamento biomecânico do conjunto implante/prótese tais como modificações da geometria e superfície dos implantes, fabricação de novas conexões protéticas e desenvolvimento de abutments e implantes com novos materiais. Esses fatores também estão ligados ao

comprimento e diâmetro dos implantes, bem como o material utilizado nas próteses, inclinação das cúspides e plataforma oclusal de coroas protéticas (SALVI et. al, 2001).

Em razão da alta incidência de afrouxamento e fratura do parafuso de retenção da prótese, o desenvolvimento de diferentes projetos de implantes é racional para oferecer melhor estabilidade biomecânica à estes conjuntos. Vários fatores podem induzir instabilidade do parafuso como pré-carga inadequada, parafuso e desenho da prótese, desajuste da prótese, sobrecarga oclusal, e elasticidade óssea (PITA et. al, 2012).

Com o aumento da aplicação da prótese sobre implante, as configurações dos implantes foram alteradas para evitar a rotação da prótese. Isso levou os fabricantes a desenvolverem diferentes tipos de parafusos de retenção mudando o tipo de material as dimensões e a geometria para que possam suportar torques mais elevados, aumentar a precisão do hexágono e criar novos projetos da interface implante/pilar protético (NAKAMURA et. al, 2006).

A avaliação do estresse da interface osso-implante-pilar é muito importante para o desenvolvimento de novos modelos de plataformas protéticas e para que ocorra distribuição das cargas em um nível biologicamente aceitável. Biomecanicamente, as uniões devem reduzir a tensão sobre os componentes protéticos na interface osso-implante e fornecer adequada estabilidade protética. Por esta razão, vários tipos de próteses são plataformas disponíveis no mercado (NISHIOKA et. al, 2009).

A configuração anti-rotacional externa sob prótese foi introduzido por Branemark (BRANEMARK et. al, 1969) e se tornou o desenho de implante mais popular.

O sistema de hexágono externo tem algumas vantagens como mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade com diferentes sistemas. Entretanto, esse sistema apresenta micro-movimentos e menor resistência rotacional, devido à reduzida dimensão e altura do hexágono, favorecendo a presença de lacunas na interface pilar/implante quando submetidos a esforços laterais (MAEDA et. al, 2006).

Como uma evolução do hexágono externo, o hexágono interno apresenta algumas vantagens como menor incidência de fratura e afrouxamento do parafuso de retenção. Seu design promove uma distribuição homogênea da tensão em torno dos

implantes, reduzindo a mesma BERNARDES et. al (2006). Isto pode ser explicado , pela maior profundidade do hexágono no interior do implante, o que diminui o braço de alavanca, alterando o fulcro rotacional para o terço médio do implante, tornando mais eficiente o sistema anti-rotacional o que auxilia na dissipação do estresse de carga verticais e oblíquas (NAKAMURA et. al, 2006).

No Cone Morse, o pilar é unido ao implante por meio de uma ligação cônica interna sem um parafuso de retenção. Com isso há uma união do sistema devido ao atrito mecânico entre a parede externa de pilar protético e a parede interna do implante, não havendo rotação do pilar clínicos de longo prazo (SALVI et. al,2001).

Na conexão tipo cone morse, a junção é mais resistente em relação a utilização do parafuso no hexágono externo, porque a junção no primeiro é mais profunda e tem paredes internas convergentes em um ângulo de 8 a 11 graus. Como resultado, é necessária uma força 30% maior para desmontar o parafuso de retenção quando comparado com força é necessária para montá-lo. Esta ligação melhora a resistência à flexão do pilar, quando comparado com outras conexões convencionais (HE e HI)(NORTON et. al, 1997).

Existem vários modelos de união entre o implante e o pilar. O sistema de implante, onde as peças são unidas por meio de sobreposição de cones, é conhecido como cone morse e representa uma alternativa para reabilitações protéticas com implantes O uso de conexões cone morse entre o implante e o pilar visa melhorar algumas propriedades como o ajuste implante / pilar; dificultar a infiltração bacteriana entre o osso e implante e diminuir a perda óssea Peri-implantar;. Melhorar a estabilidade mecânica evitando afrouxamento do parafuso de retenção e consequentemente do pilar protético COPPEDÊ et. al, 2009).

Recentemente as indústrias desenvolveram e comercializam vários implantes, com diferentes designs de retenção interna das conexões protéticas (LEVINE, 2007). Implantes com conexão tipo cone morse demonstraram superioridade quando comparados com os de conexão externa no que diz respeito à resistência mecânica da interface implante-conexão protética (KHRAISATA, 2002 e LINDÉN, 1997).

Nas ligações cone morse, fixação e estabilidade não é a função do parafuso uma vez que essas propriedades são alcançados pela resistência gerada pelo atrito entre as paredes cônicas do pilar e do implante . A boa estabilidade proporcionada pelos

sistemas de cone morse parecem oferecer alta resistência à flexão na interface pilar / implante. (NORTON et. al, 2000).

Implantes com conexão interna apresentam uma parede de fixação lateral mais fina na região da conexão protética com grande concentração de tensões e maiores probabilidades de deformação (MAEDA et. al, 2006).

Enquanto testes mecânicos experimentais destrutivos mostram a falha de sistemas, o método de elementos finitos permite a avaliação da distribuição de tensões que podem predizer determinadas falhas (THOME et al, 2011).

Neste contexto, o método matemático denominado de elementos finitos vem auxiliar na simulação de condições aonde o método invasivo para aplicação de implantes é inacessível ou mesmo improvável se ser executado (GENG et al, 2001)

Na medicina as aplicações de engenharia computacional têm infinitas finalidades, como por exemplo, no auxílio em cirurgias controladas com precisão, no mapeamento de imagens médicas identificando possíveis problemas estruturais em tecidos, na avaliação de esforços em estruturas ósseas e próteses, na análise estatística de procedimentos clínicos, entre outros (HAYASAKI, 2006).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido uma das ferramentas da engenharia com maior potencial nessas aplicações biomecânicas.

Vários trabalhos têm destacado o risco da fadiga e fratura de implantes com diâmetro reduzido, especialmente em áreas de grande tensão, verificadas através de análise de elementos finitos. (ZINSLI et al., 2004).

Em princípio a aplicação do MEF para solução de problemas estruturais em próteses, é bastante apropriada, pois as análises de uma estrutura de prótese podem ser desenvolvidas de forma semelhante às avaliações feitas em análise de tensões de estruturas mecânicas (FALCON-ANTENUCCI, 2008).

Por outro lado, alguns problemas inerentes ao processo de construção do modelo de Elementos Finitos trazem dificuldades na análise. Um problema importante é a criação do modelo com formas muito complexas. A precisão da análise é melhor quanto mais próximo o modelo se aproxima da estrutura real. O modelo do conjunto biomecânico prótese e osso, por exemplo, pode ser dividido em duas partes distintas, que sejam, a prótese propriamente dita e a região do osso onde a prótese está instalada (BAGHDADI et al, 2005).

As modelagens de estruturas mecânicas podem ser feitas em modelos bi e tridimensionais. Com o aprimoramento dos aplicativos de análise por Elementos Finitos, muitos casos passaram a ser avaliados através de modelos tridimensionais, os quais são muito mais eficientes e próximos das condições físicas reais. Nas avaliações tridimensionais procura-se soluções que são difíceis de serem representadas e interpretadas em modelos bidimensionais. Em muitos casos, pode-se incluir mais detalhes do problema biomecânico quando são utilizados modelos tridimensionais (HAYASAKI, 2006).

Das observações feitas anteriormente parece nítido que as ferramentas aplicadas em Engenharia, tais como modelos numéricos de Elementos Finitos, são potencialmente úteis e eficientes quando utilizadas nas análises de estruturas biomecânicas, e podem ser aplicadas para o desenvolvimento de produtos como próteses médicas (HAYASAKI, 2006).

Em engenharia mecânica a análise de elemento finito é empregada há alguns anos para avaliar teoricamente as tensões e deformações em um determinado sistema submetido à carga e tem se tornado um precioso instrumento para descrever a transferência de forças para os componentes e tecido ósseo nas próteses implanto-suportadas (GENG, TAN e LIU, 2001). Em implantodontia, a maioria dos estudos utilizando a técnica procura relacionar estes fenômenos com a integridade ou não do nível ósseo periimplantar (WANG et al., 2002; HUANG et al., 2006).

O comportamento biomecânico dos implantes dentários é diferente do dente natural; disso podem decorrer problemas clínicos. O mecanismo de distribuição de tensões e a transferência de carga para a interface implante / osso é um assunto crítico que afeta a taxa de sucesso de implantes. Portanto, os autores pretenderam, neste trabalho, realizar uma breve revisão da literatura sobre os métodos de análise de estresse disponíveis para estudar o implante e a prótese após serem submetidos à cargas, e para discutir as suas contribuições para a avaliação biomecânica da reabilitação oral com implantes. Verificou-se que vários estudos têm utilizado modelos experimentais, analíticos e computacionais por meio de elementos finitos (MEF), fotoelasticidade, medidores de tensão e associações destes métodos para avaliar o comportamento biomecânico de implantes dentários. O MEF foi usado para avaliar os novos componentes, as configurações, materiais e formas de implantes. A maior vantagem do método fotoelástico é a capacidade de visualizar as tensões nas estruturas complexas,

tais como estruturas orais, e para observar os padrões de stress em todo o modelo, o que permite localizar e quantificar a magnitude das tensões. Os medidores de tensão podem ser usado para avaliar *in vivo* e *in vitro* o estresse em próteses, implantes e dentes. Estas metodologias podem ser amplamente aplicada em odontologia, principalmente no campo da pesquisa. Portanto, eles podem orientar futuras pesquisas e estudos clínicos, prevendo algumas desvantagens e agilizando o tempo clínico (PESQUEIRA et. Al , 2012).

Uma simulação em MEF foi realizada buscando avaliar duas condições de carregamento para implantes com interface Cone Morse com angulação interna de 11,5°: Pode-se observar que a simulação do carregamento axial exemplificado resultou em um “alívio” da pré-carga nas roscas do parafuso do pilar e a potencialização do efeito de embricamento entre as peças da interface cônica (THOME et al, 2011).

GOMES et. Al (2011), realizaram um estudo em MEF-3D para avaliar a distribuição de tensões em coroas protéticas metalo-cerâmicas e cerâmicas pura apoiadas sobre implantes. Cinco grupos foram criados para representar os diferentes materiais de superestrutura: GP, porcelana fundida a liga de ouro; gr, resina composta modificada fundida a liga de ouro; TP, metalo-titânio; TR, resina composta modificada fundido ao titânio, e ZP, metalo- zircônia. A força vertical de 100 N foi aplicada aos pontos de contacto das coroas. Todos os modelos foram fixados na região superior do tecido ósseo e nas faces mesial e distal da secção da maxila. Mapas de tensões foram geradas pelo processamento com finito elemento de software. Concluíram que o uso de diferentes materiais para o fabrico de uma superestrutura para um único implante -suporte prótese não afeta a distribuição de tensão no osso de suporte. O parafuso de retenção recebeu menos estresse quando foi utilizada uma combinação de porcelana e zircônia.

FAZI et. al (2011), avaliaram a distribuição de tensões no osso, implantes e coroas protéticas via MEF 3-D para observar a distribuição de tensões após a utilização de implantes inclinados para a confecção de prótese protocolo inferior. Após aplicar uma carga de 200N, encontraram valores de tensões menores ao se inclinar os implantes dando maior sustentação no cantilever distal da prótese.

TABATA et. al (2010), realizaram um estudo com a finalidade de observar a distribuição de tensões no osso alveolar , nos implantes e overdentures comparando a utilização de um ou dois implantes utilizados como pilares da referida prótese. A

análise por meio de MEF-3D permitiu concluir a menor concentração de tensões no grupo onde foram utilizados dois implantes.

DE PAULA et. al (2012) Utilizaram a análise por MEF-3D com o objetivo de comparar a distribuição de tensões em dentes e implantes associados para a reabilitação protética com prótese fixa com três e quatro elementos. Concluíram que as cargas originaram concentrações de tensões mais elevadas sobre os implantes e entre os pânticos.

TAKAHASHI et. al (2013) avaliaram por meio de elementos finitos, os efeitos da carga oclusal axial e oblíqua em próteses parciais apoiadas sobre implantes com diferentes sistemas de conexão (HE, HI, e Cone Morse). Após a carga axial, todos os sistemas apresentaram valores de tensão semelhantes. Entretanto, os valores de tensão aumentaram sob carga oblíqua. A distribuição de tensões variou para algumas das estruturas de conexão interna. Pode-se concluir que a carga oblíqua aumenta o stress em estruturas ósseas e componentes protéticos e que o sistema de conexão interna apresenta padrões de distribuição de estresse mais favoráveis em relação aos sistemas de conexão externa.

TONIOLLO et. al (2013) compararam através da análise de elementos finitos a distribuição de estresse na superfície externa de diferentes implantes Cone morse, variando o comprimento destes implantes e as dimensões das coroas metalo-cerâmicas, a fim de manter o alinhamento oclusal. Foram utilizados no grupo 0 3 implantes de 11 mm de comprimento, grupo 1 implantes de 13 mm, 11 mm e 5mm de comprimento, grupo 2 um implante de 11 mm e 2 implantes de 5mm de comprimento e grupo 3 com 3 implantes de 5mm de comprimento. Foram utilizados pilares regulares de 3,5 de altura nos implantes de 11 e 13 mm de comprimento e pilares de 0,8 mm de altura (short) nos implantes de 5 mm de comprimento. A avaliação foi realizada em um programa de computador (software Ansys), com carga oblíqua de 365N para molares e pré-molares e 200N em sulcos de cúspides e ranhuras. Pilares com altura 0,8 milímetros geraram menores tensões de von Mises em comparação com os pilares de altura de 3,5 mm. A utilização de implantes curtos associados com coroas maiores concentra maior distribuição de tensões e valores de tensão sobre a superfície dos implantes, principalmente no lado vestibular (direção da carga oblíqua).

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões geradas ao redor de implantes com diferentes pilares cônicos internos, os autores utilizaram o método

fotoelástico (PA) e a análise por elemento de análise (EF). Para a realização do MEF os, implante e pilares com diferentes conexões cônicas (H-hexagonal e S-sólido) foram digitalizadas, modelados e carregados com software de computador. Imagens do MEF mostraram distribuição de tensões muito semelhantes entre dois modelos com diferentes pilares. Observou-se que o pilar sólido distribuiu mais uniformemente, quando comparado ao pilar hexagonal (ANAMI et. al, 2013).

Os autores procuram avaliar por meio de MEF – 3D a distribuição de tensões e resistência à ruptura em quatro tipos diferentes de conexões protéticas (HE, HI CMH e CMH com um colar interno para reforçar o hexágono). Os resultados da análise indicaram que o CMH apresentou melhores resultados em relação aos implantes convencionais, porém o CMH modificado mostrou ser mais resistente ao afrouxamento ou distorções do parafuso em relação aos outros implantes deste estudo (COVANI et. al, 2013).

NAGASAWA et. al (2008) utilizaram o método do elemento finito para observar a concentração de tensões em um implante de 3,3 mm de diâmetro de corpo único após serem submetido a carga axiais e oblíquas (45°). A análise mostrou: que a ruptura ocorreu após a aplicação de carga de 500 MPa (que é a tensão máxima para a fratura de peças de titânio grau IV). As maiores concentrações de tensões foram na região de fixação do conjunto na porção cervical do implante (área de fulcro), seguida pela região da base do pilar e início das roscas do mesmo; e que a carga aplicada de forma oblíquo gera maiores tensões no conjunto implante/parafuso de retenção/componente protético.

KHRAYSAT (2013) realizou um estudo com o objetivo de comparar a influência do pilar protético parafusado com 32 Ncm, sobre o estresse no osso marginal em torno de um implante HE convencional e outro com uma extensão cônica sobre o hexágono externo de 1,5 mm de altura, de modo que a extensão apical do parafuso do pilar na montagem não ultrapasse o limite inferior do pescoço do implante. O primeiro modelo (HE convencional) mostrou deformação no pescoço do implante, e o resultante de von Mises foi de 60 MPa, no osso marginal. Entretanto, nenhuma deformação foi observada no segundo modelo (com extensão cônica). Portanto a conformação do implante modificada eliminou a deformação do implante na área do pescoço, eliminando as tensões resultantes do osso marginal.

Os implantes dentários curtos ou mini implantes têm sido amplamente usado como alternativas de tratamento em determinadas situações clínicas selecionadas. Portanto, uma análise científica profunda do impacto mecânico e biomecânico do comprimento e diâmetro reduzido dessas geometrias de implantes precisa ser realizada. Usando a análise por elementos finitos, os autores avaliaram as concentrações de tensões no tecido Peri-implantar com a instalação de vários tipos de implantes curtos. Estes implantes foram inseridos em um segmento de osso idealizados e sofreram carga de 300 Foi observado claramente aumento nos valores de tensões no tecido peri-implantar e no conjunto implante/componente protéticoN quando da utilização de implantes curtos. Os autores concluíram que as características biomecânicas poderiam explicar a aumentada taxa de fracasso dos implantes dentários curtos (HASAN et. Al, 2010).

Em seu trabalho, MORIS et. Al (2012) utilizaram vinte pilares convencionais de cone morse (4,8 mm de diâmetro) e vinte pilares menores (3,8 mm de diâmetro)parafusados com torque de 20 Ncm em seus respectivos implantes (4,1 X 11 e 3,5 × 11 mm) e após intervalo de 10 minutos, os conjuntos foram submetidos ao teste de compressão estática, realizado numa máquina de ensaios universal, com 1 mm / min deslocamento, a 45 ° de inclinação. A força máxima de deformação nos pilares de 4,8 milímetros e 3,8 milímetros foi de aproximadamente 95,33 kgf e 95,25 kgf, respectivamente, mas nenhuma fratura foi observado após o teste mecânico. Concluíram que os pilares de 3,8 mm de diâmetro apresentaram propriedades mecânicas semelhantes ao pilar convencional de 4,8 mm de diâmetro, permitindo o seu uso clínico como indicado.

Outro aspecto importante para a reabilitação protética é o espaço disponível para a construção de coroa, principalmente na região do incisivo inferior, onde é maior exigência estética. Alguns autores argumentam a utilização de implantes de corpo único pois com esta geometria, o implante torna-se mais resistente mesmo possuindo um diâmetro reduzido, minimizando os risco de deformação e fratura,(REDDY et. al, 2008).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS DA REVISÃO DE LITERATURA

A Balik , Karatas MO , Keskin H .Efeitos de diferentes designs conexão do pilar sobre a distribuição de tensões em torno de cinco diferentes implantes : um 3-dimensional finito elemento de análise.J Oral Implantol. 2012 ; 38 :491-6.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52(2):155-70.

Almeida EO , AC Freitas Jr , Bonfante EA , Marotta L , Silva NR , Coelho PG .Ensaio mecânicos de implanto-suportada coroas anteriores, com diferentes conexões de implante / pilar.Int J Oral Maxillofac implantes . 2013; 28 (1) :103-8.

Anami L , Costa Lima J , F Takahashi , Neisser M , Noritomi P , Bottino MA . Stress distribution around dental implants with different internal connections-cone: photoelastic and finite element analysis. J Oral Implantol. 2013 10 de junho. [Epub ahead of print]

Baghdadi L.; Steinman D, Ladak HM. Template-based finite element mesh generation from medical images. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2005 ;77:11-21 .

Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. J Oral Implantol. 2001;27(2):63-72.

Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol. 2002;29 Suppl 3:197-212; discussion 232-3. Review.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, et al. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. Implant News 2006;3:35-45.

Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2009;22:283-86.

Covani U , Ricci M , P Tonelli , Barone A .An evaluation of new projects in implant abutment connections: A finite element method assessment. Implant Dent. 2013, 22 (3) :263-7.

de Paula GA , da Mota AS , Moreira AN , de Magalhães CS , Cornacchia TP , Cimini Jr CA .The effect of the length of the prosthesis and implant diameter in the stress distribution in a tooth-prosthesis implant-supported: A finite element analysis. Int J Oral Maxillofac implants . maio-junho 2012, 27 (3): e19-28.

Elias CN, Lopes HC. Materiais dentários: ensaios mecânicos. São Paulo: Santos 2007 p.

Falcon-antenucci. Evaluation of stress distribution on the implant/crown interface Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac., 2008; 8(3): 49 - 56.

Fazi G , S Tellini , Vangi D , R Branchi .Tridimensional finite element analysis of different implant configurations for a fixed mandibular prosthesis. Int J Oral Maxillofac implants . 2011 ; 26 (4) :752-9.

Freitas-Júnior AC , Almeida EO , Bonfante EA , Silva NR , Coelho PG . Reliability and failure modes of connection internal conical dental implants. Clin Oral Implants Res. 2013, 24 (2) :197-202.

Freitas-Junior AC, Bonfante EA, Martins LM, Silva NRFA, Marotta L, Coelho PG. Reliability and failure modes of anterior single unit implant-supported restorations. Clin. Oral. Implants Res. 2012, 23: 1005-11.

Garcia JDO. Parafusos de Pilar utilizados em implantes Dentários. 2006. 122p. Dissertação de mestrado – Universidade Federal de Uberlândia.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. J Prosthet Dent. 2001; 85(6): 585-98.

Goodacre CJ. Bernal G, Rungchassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent. 2003;90(2):121-32.

Gomes EA , Barão VA , Rocha EP , de Almeida OE , Assunção WG .Effect of Metal-Ceramic or All-Ceramic Superstructure Materials on Stress Distribution in a Single Implant-Supported Prosthesis: Three-Dimensional FiniteElement Analysis. IntJOralMaxillofac implants_ 2011; 26 (6) :1202-9.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, von Steyern PV, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. External connections for abutments/reconstructions: a systematic review. Clin. Oral Implants Res.. 2013, 23(Suppl. 6) 202-16

Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. J Prosthe Dent 2008; 100(3):183-93.

Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. 2010; 55 (6) :341-50.

Hayasaki CL, Souza EAC – simpósio em engenharia de produção - simpep.feb.unesp.br

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. J Prosthet Dent. 2001 Jun;85(6):599-607.

Huang HL, Lin CL, KO CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implantsupported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: i n-lineversus offset placements of implants. J Oral Rehabil. 2006 Jul;33(7):501-8.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Impl Res. 2006 ; 17, (2): 8–18.

Jung R.E; Pjetursson B.E; Glauser R; Zembic A; Zwahlen M. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin. Oral Impl.Res. 2008;19: 119–130.

Kaukinen J, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. J Prosthet Dent. 1996; 76(1): 50-55.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O.Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent. 2002 ;88(6):604-10.

Khraisat A.Two joint projects implants / abutment: a comparative finite element analysis. Int J implantes orais. Maxillofac 2013 Mar-abril; 28 (2): E83-7.

López-Mari L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B. Implant platform switching concept: an update review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2009;14:450-54.

Levine, R. A. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements. International Journal Oral Maxillofac Implants. 2007; 14:516-20.

Lewinstein I, Banks-Sills L, Eliasi R. Finite element analysis of a new system (IL) for supporting an implant-retained cantilever prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10:355-66.

Lindquist LW, Carlsson GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants.. Acta Odontol Scand. 1985;43(1):39-45.

Massaro C.; Rotolo P.; DE Riccardis F.; Milella E.; napoli A.;Wieland M. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. J. Mater. Sci. Mater. Med., London. 2002; 13(6): 535-48.

Maeda MG, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrtrions for internal and externa hex implant-abutment connections: a short communication. Journal of Oral Reahabilitation 2006, 33:75-8.

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. J Periodontol 2001;72:1276-86.

Morgan MJ, James DF, Piliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(4):409-14.

Morneburg TR, Prochel PA. Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002;15(1):20-7.

[Moris](#) ICM, [Faria](#) ACL , [de Mattos](#) MGC , [Ribeiro](#) RF , [Rodrigues](#) RCS. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. J Adv Prosthodont 2012 Agosto, 4 (3) : 158-61.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J ProsthetDent. 2001;86:24-32.

Norton MR. An vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt-joint interface implant design. Clin Oral Implants Res 1997;67:236-45.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutments” em implantes de hexagono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. Rev Pos Grad, 2006;13:96-102.

Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yamakura K, Yoshida T, Mizoguchi T. Nonlinear stress analysis of titanium implnats by finite element method. Dent Mater J. 2008; 27(04):633-9.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent 2009;18:512-20.

Pesqueira A , Goiato M , Gennari-Filho H , Monteiro D , Dos Santos D , M Haddad , Pellizzer E . The use of methods of stress analysis to evaluate the

biomechanics of rehabilitation with oral implants. J Oral Implantol. 2012; 01. [Epub ahead of print].

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Implants Res. 2002;13:542-9.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005; 16(4): 486-94.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Platforms prosthetic implant dentistry. Craniofac J Surg 2011 Nov; 22 (6) :2327-31.

Reddy MS, O'Neal SJ, Haigh S, Aponte-Wesson R, Geurs NC. Initial clinical efficacy of 3-mm implants immediately placed into function in conditions of limited spacing. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008;23:281-8.

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

Steinemann S.G. "Titanium – the material of choice?" Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 ;15(1):15-46.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Design of the implant-abutment interface affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implants Res. 2008; 19 (12) :1276-84.

Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 2001;12:262-72.

Silva EF, Pellizzer EP, Villa LMR, et al. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição do estresse. Implant News 2007;4:549-54.

Thomé G, Golin AL, Castro CG, Sallati RC, Valgas L, Bernardes SR. Considerações mecânicas e a importância do uso de implantes Cone Morse para o sucesso em implantodontia. Jornal ILAPEO. 2011; 05(04):234-43.

Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. J Craniofac Surg. 2010; 21 (3) :696-702.

Takahashi JM , Dayrell AC , Consani RL , Nobilo MA , Henriques GE , Mesquita MF . Stress assessment of the implant abutment connections under different loading conditions: a study 3D-FE. J Oral Implantol. 2013 [Epub ahead of print]

Toniollo MB , Macedo AP , RC Rodrigues , Ribeiro RF , Mattos MD .A three-dimensional finite element analysis of stress distribution on the surface of morse taper implants.J Prosthodont Res. 2013; 3(13):1883-958

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J. 2009;28:373-81.

Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. Implant Dent 1998;7(4):277-85.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables. Int J Prosthodont 1995;8(5):421-33.

Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. J Oral Implantol. 2004;30:178–88.

Zarone F; Sorrentino R; Traini T, DI Lorio ,D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns:SEM fractographic analysis. Dental materials.2007: 2(3);296– 301.

Zinsli B, Sagesser T, Mericske E, Mericske-stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Jan-Feb;19(1):92-9.

ANEXO C

TABELAS ADICIONAIS DA METODOLOGIA

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados para a fabricação dos parafusos de retenção (aço cirúrgico AISI 304) e implantes e componentes protéticos (liga de titânio Ti-6Al-4V)

	AISI 304 *	Ti-6Al-4V**
Módulo de elasticidade (GPa)	190.000	105.000
Coefficiente de Poisson	0.29	0,31

* Valores fornecidos pelo programa Solidworks®

** Lewinstein et al. 1995.

Tabela 2 – Composição química do aço cirúrgico

Element	Weight%	Atomic%
C	39.48	59.48
O	21.45	24.26
Na	1.47	1.15
Mg	0.32	0.24
Al	0.26	0.18
Si	0.47	0.30
S	0.71	0.40
Cl	2.23	1.14
K	1.21	0.56
Ca	0.82	0.37
Ti	31.32	11.83
Fe	0.26	0.08
Totals	100.00	

ANEXO D – FIGURAS DOS RESULTADOS

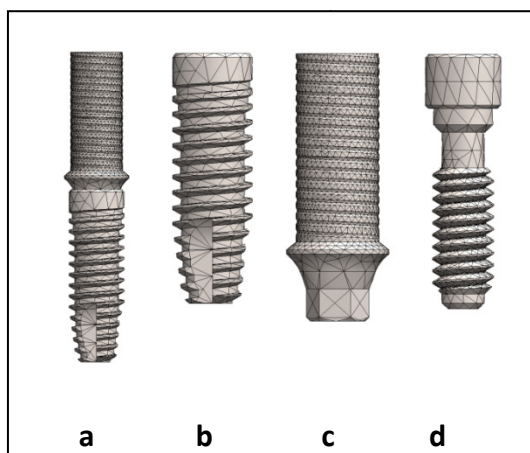


Figura 1

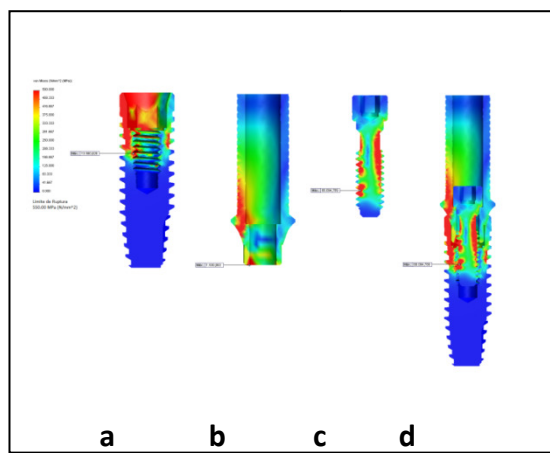


Figura 2

Figura 1 – Implante CMH 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 1a. Conjunto implante/componente protético montado, 1b. implante CMH, 1c. UCLA e 1d. parafuso de retenção

Figura 2 – Implante CMH 4.0 mm após a realização das simulações de tensões no implante (2a), UCLA (2b), parafuso de retenção (2c) e conjunto implante/componente protético (2d).

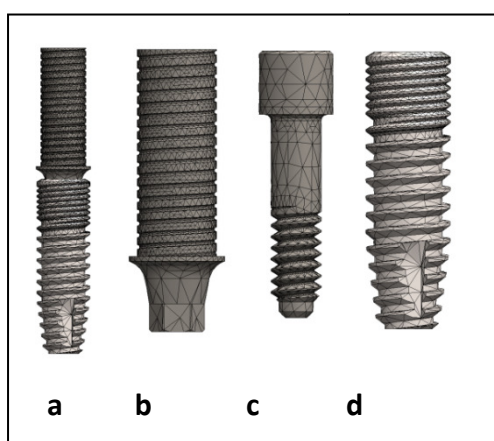


Figura 3

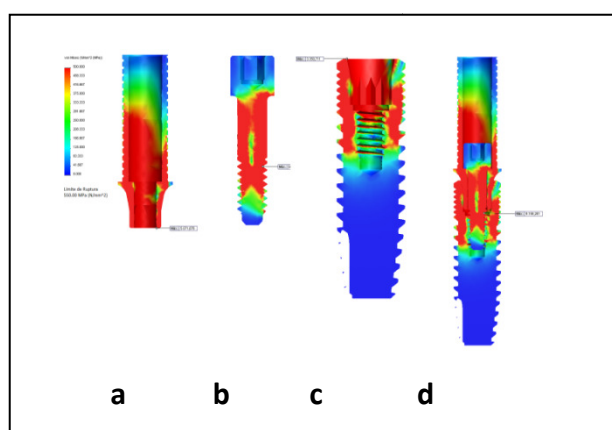


Figura 4

Figura 3 – Implante HIM 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 3a. Conjunto implante/componente protético montado, 3b. UCLA, 3c. Parafuso de retenção e 3d. Implante HIM.

Figura 4 – Implante HIM 4.0 mm após a realização das simulações de tensões no UCLA (4a), parafuso de retenção (4b), implante HIM(4c) e conjunto implante/componente protético (4d).

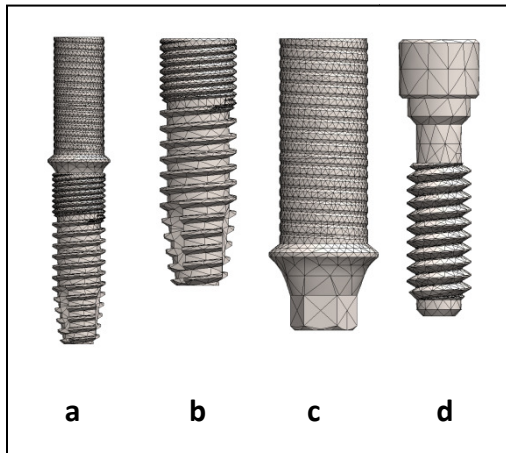


Figura 5

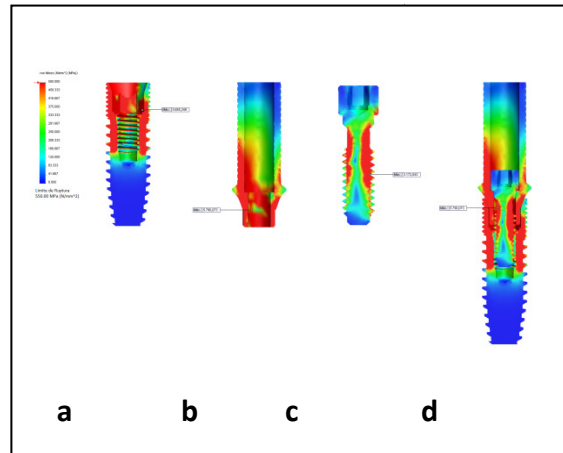


Figura 6

Figura 5 - Implante CMHM 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 5a. Conjunto implante/componente protético montado, 5b. implante CMHM, 5c. UCLA e 5d. parafuso de retenção

Figura 6 – Implante CMHM 4.0 mm após a realização das simulações de tensões no implante (6a), UCLA (6b), parafuso de retenção (6c) e conjunto implante/componente protético (6d).

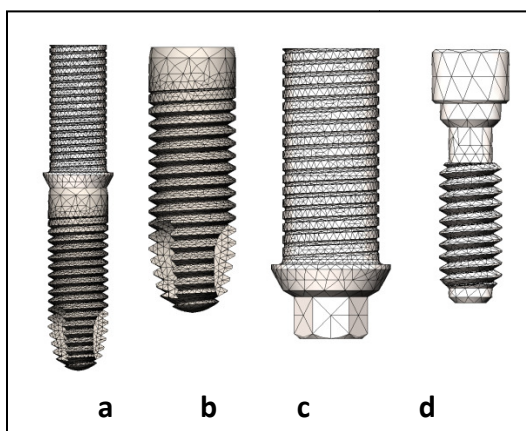


Figura 7

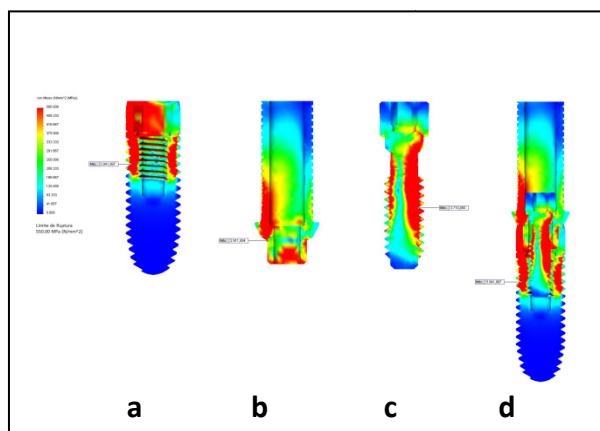


Figura 8

Figura 7 – Implante HI 4.0 mm com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 7a. Conjunto implante/componente protético montado, 7b. implante HI, 7c. UCLA e 7d. parafuso de retenção

Figura 8 – Implante CMHM 4.0 mm após a realização das simulações de tensões no implante (8a), UCLA (8b), parafuso de retenção (8c) e conjunto implante/componente protético (8d).

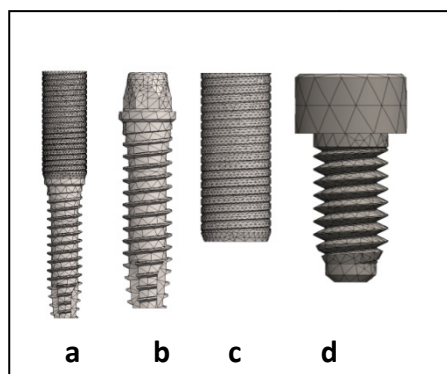


Figura 9

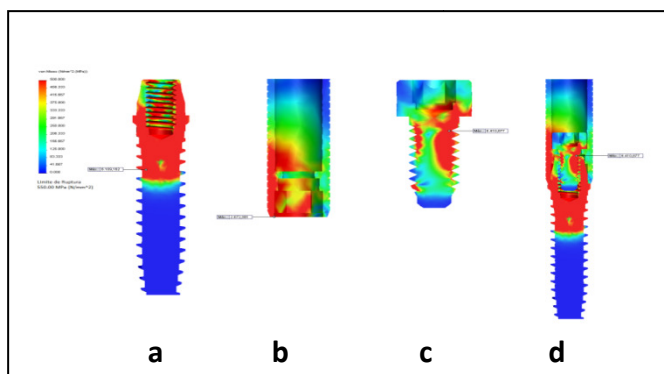


Figura 10

Figura 9 – Implante UNDR com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 9a. Conjunto implante/componente protético montado, 9b. implante Hexágo externo flexcone, 9c. UCLA e 9d. parafuso de retenção
Figura 10 – Implante UNDR após a realização das simulações de tensões no implante (10a), UCLA (10b), parafuso de retenção (10c) e conjunto implante/componente protético (10d).

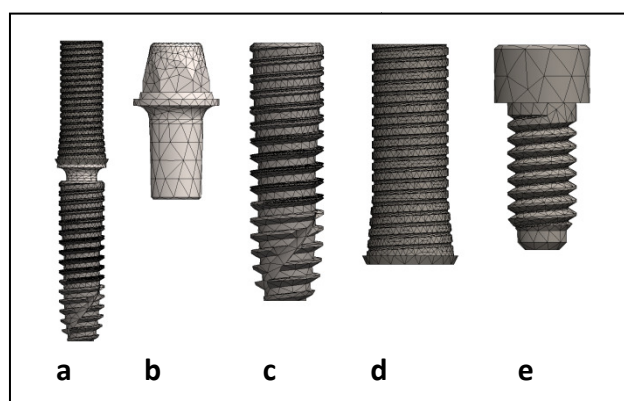


Figura 11

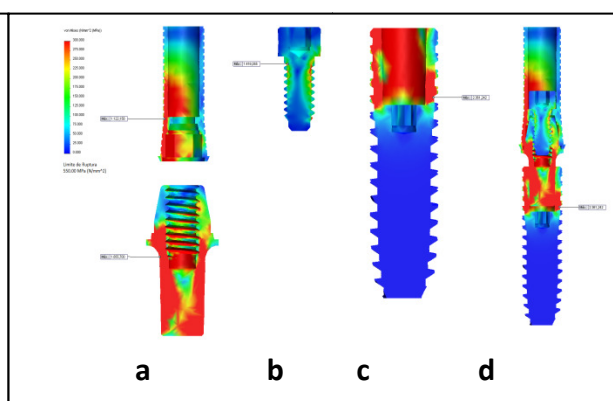


Figura 12

Figura 11 – Implante CMDR com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 11a. Conjunto implante/componente protético montado, 11b. Pilar friccional, 11c. Implante, 11d. UCLA E 11e parafuso de retenção do UCLA
Figura 12 – Implante CMDR após a realização das simulações de tensões no pilar friccional (12a), parafuso de retenção do UCLA (12b), Implante (12c) e conjunto implante/componente protético (12d).

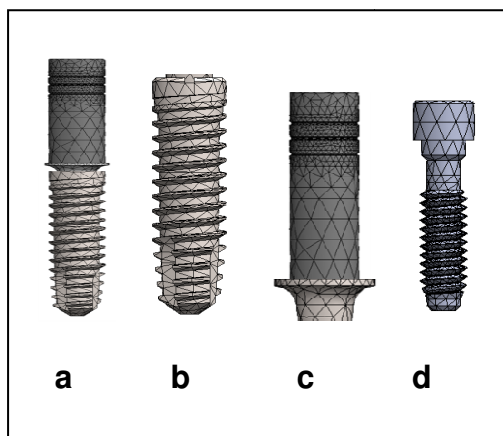


Figura 13

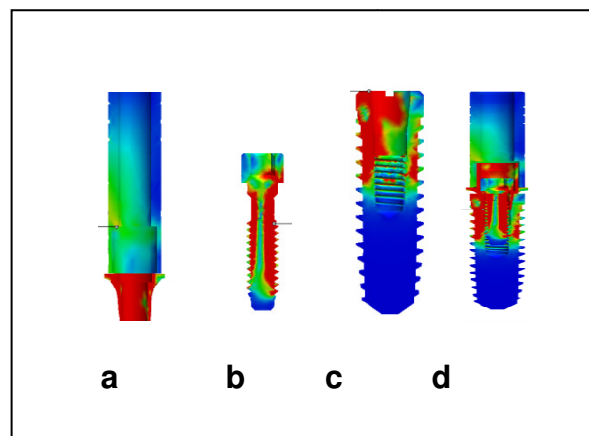


Figura 14

Figura 13 – Implante CM com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 13a. Conjunto implante/componente protético montado, 13b. implante Hexágo externo flexcone, 13c. UCLA e 13d. parafuso de retenção

Figura 14 – Implante CM após a realização das simulações de tensões no UCLA (14a), parafuso de retenção (14b), implante (14c) e conjunto implante/componente protético (14d)

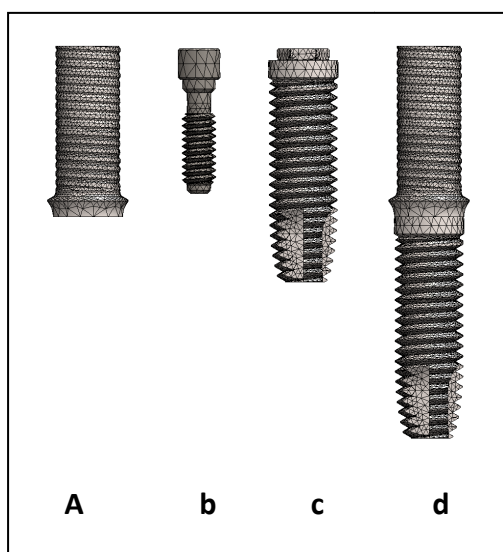


Figura 15

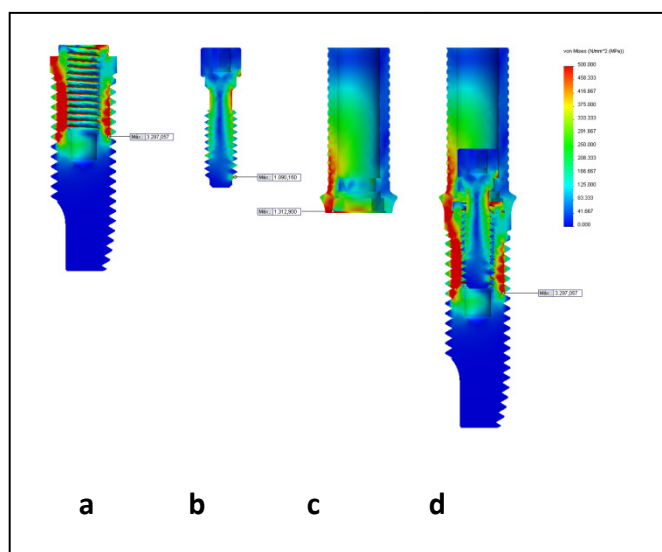


Figura 16

Figura 15 – Implante HE 4.0 com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 15a) UCLA, 15b) parafuso de retenção, 15c) implante, 15d) Conjunto implante/componente protético montado.

Figura 16 – Implante HE 4.0 após a realização das simulações de tensões no implante (15a), parafuso de retenção do UCLA (15b), UCLA (15c) e conjunto implante/componente protético (15d).

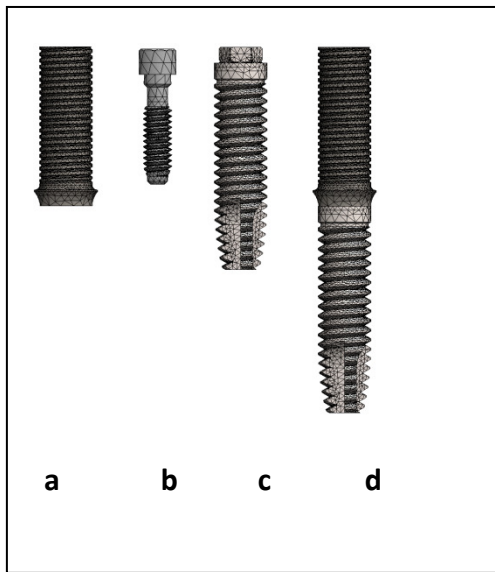


Figura 17

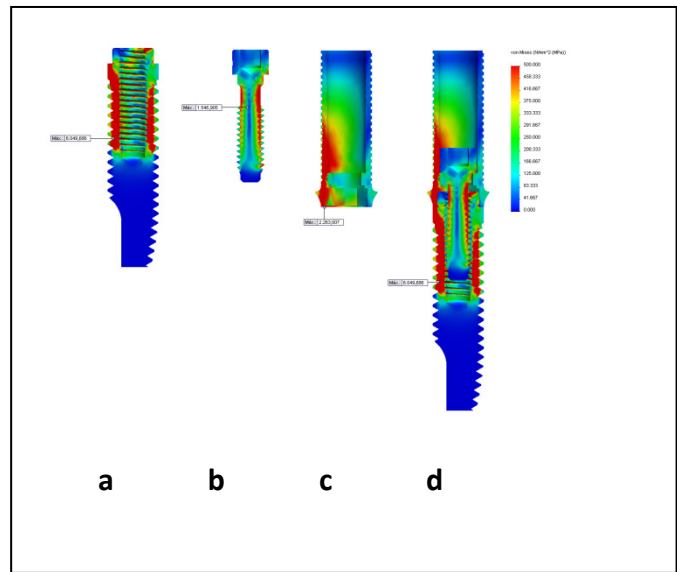


Figura 18

Figura 17 – Implante HEDR (HE 3.3 mm) com a configuração da malha de elementos finitos para a realização das simulações de tensões. 17a) UCLA, 17b) parafuso de retenção, 17c) implante, 17d) Conjunto implante/componente protético montado.

Figura 18 – Implante HEDR após a realização das simulações de tensões no implante (18a), parafuso de retenção do UCLA (18b), UCLA (18c) e conjunto implante/componente protético (18d).

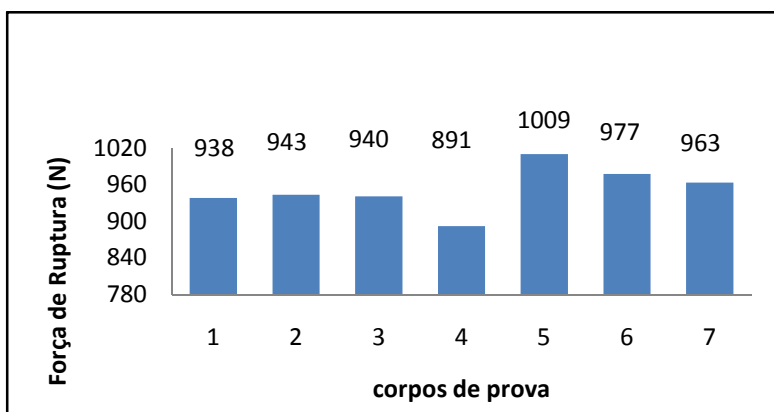


Figura 19 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo (HE 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico.

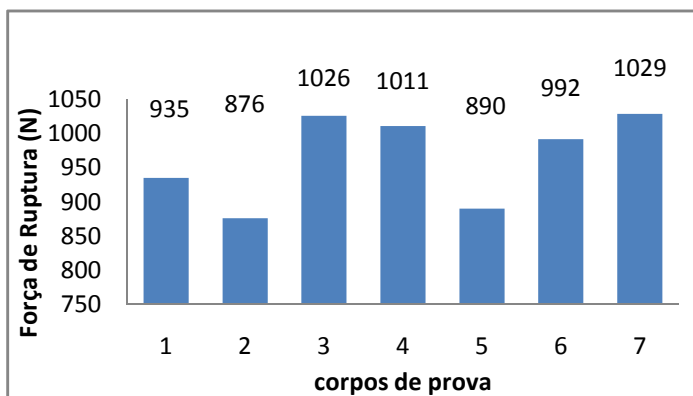


Figura 20 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno (HI 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico.

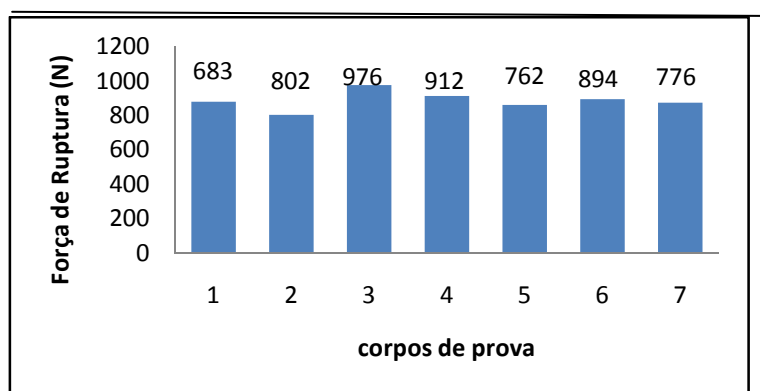


Figura 21 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone Morse (CM 4.0) com UCLA, após ensaio mecânico.

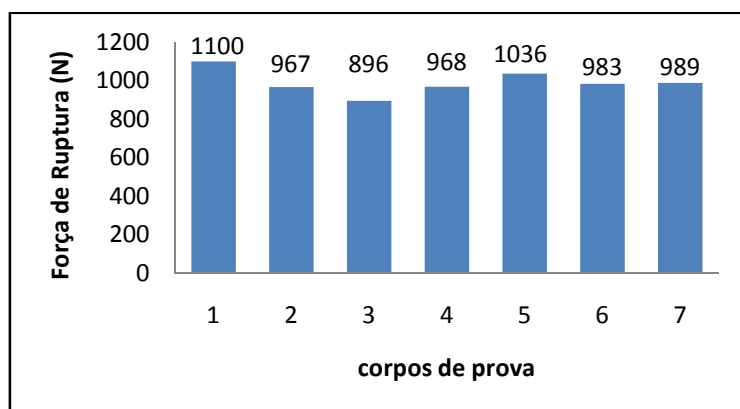


Figura 22 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno Morse (HIM 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.

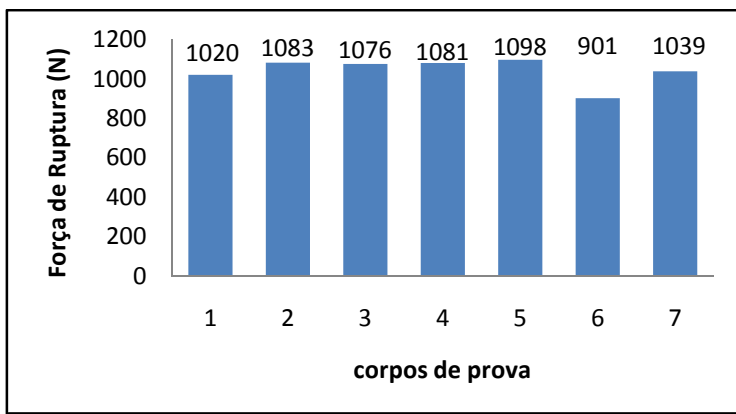


Figura 23 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal (CMH 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.

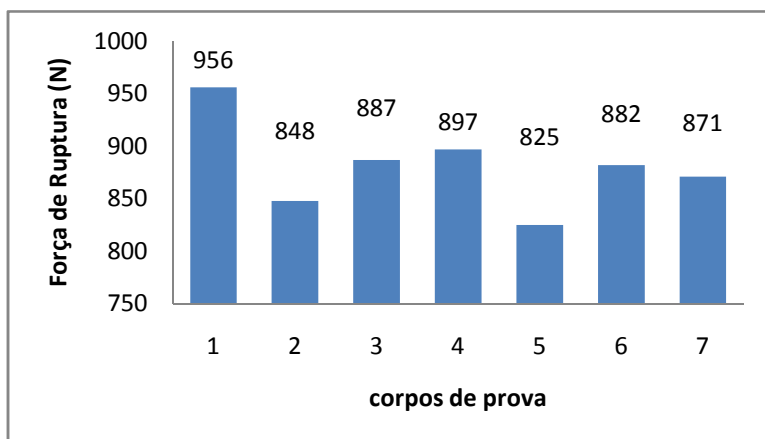


Figura 24 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal microroscas (CMHM 4.0) com UCLA após ensaio mecânico.

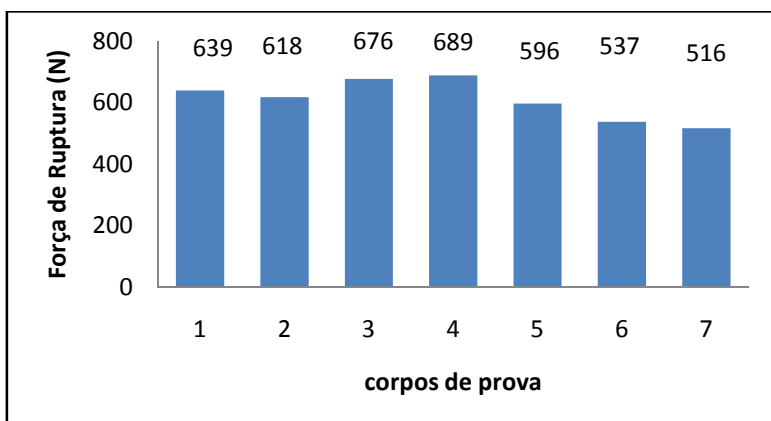


Figura 25 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo 3.3 (HEDR) após ensaio mecânico.

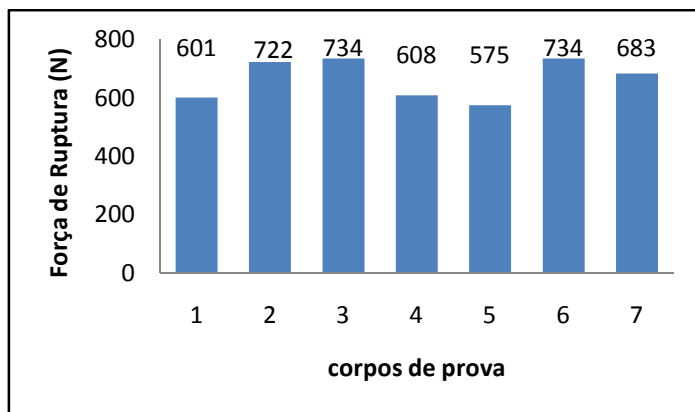


Figura 26 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse friccional (CMDR) após ensaio mecânico.

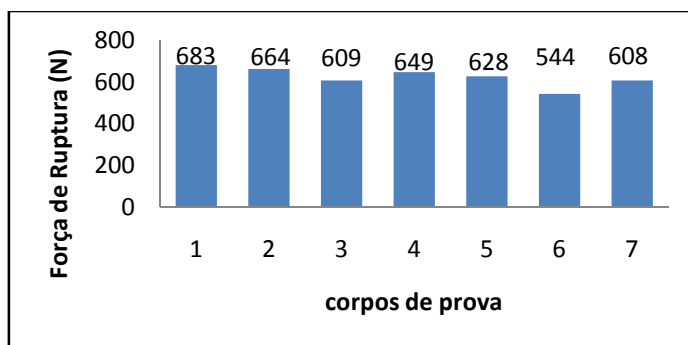


Figura 27 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo flexcone (UNDR) após ensaio mecânico.

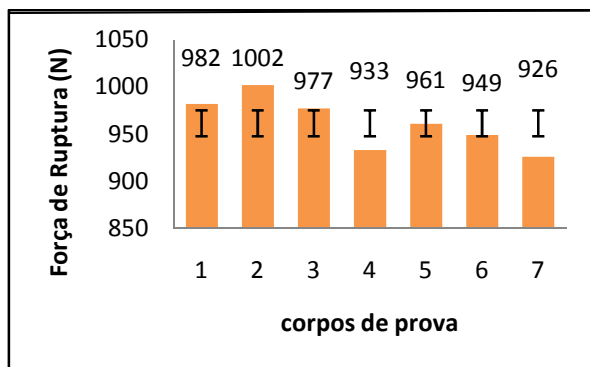


Figura 28 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono externo 4.0 (HE 4.0) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.

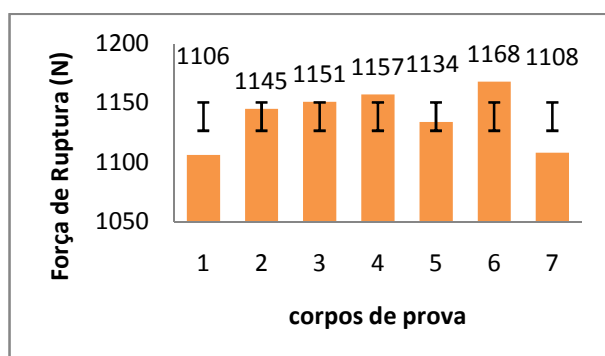


Figura 29 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno (HI) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.

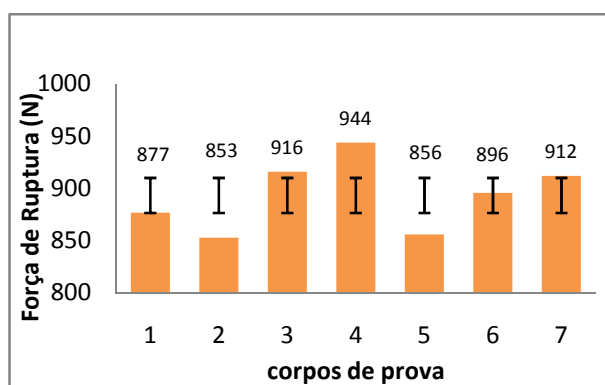


Figura 30 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse (CM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio

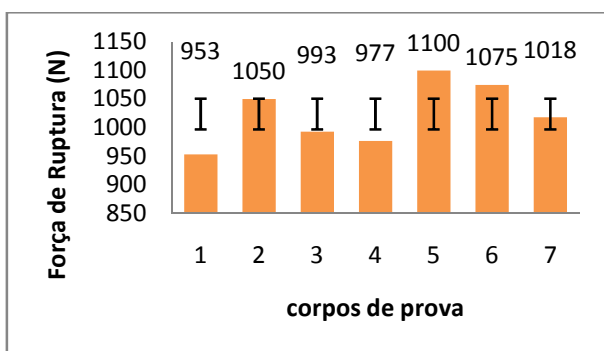


Figura 31 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Hexágono interno morse (HIM) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.

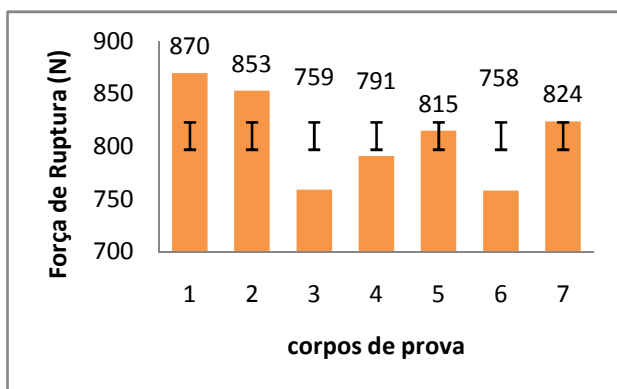


Figura 32 – Força máxima (N) obtida de cada corpo de prova no grupo de implante Cone morse hexagonal (CMH) com a interposição de mini-pilar entre o implante e o UCLA, após ensaio mecânico.

