

UNIVERSIDADE DO SAGRADO CORAÇÃO

MAYARA MOYA DE OLIVEIRA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES TIPOS DE
CONEXÕES INTERMEDIÁRIO/IMPLANTE,
SUBMETIDAS A TESTES DE COMPRESSÃO E
FADIGA**

BAURU

2013

MAYARA MOYA DE OLIVEIRA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES TIPOS DE
CONEXÕES INTERMEDIÁRIO/IMPLANTE,
SUBMETIDAS A TESTES DE COMPRESSÃO E
FADIGA**

Relatório de pesquisa final do curso de Odontologia apresentado ao Centro de Ciências da Saúde, sob orientação do Prof. Dr. Hugo Nary Filho, tendo como professores colaboradores a Prof. Dra. Mariza Akemi Matsumoto e o Prof. Dr. Luís Eduardo Butignon

BAURU

2013

O483a	<p data-bbox="454 1393 766 1433">Oliveira, Mayara Moya de</p> <p data-bbox="454 1456 1272 1579">Análise biomecânica de diferentes tipos de conexões intermediário/implante, submetidas a testes de compressão e fadiga / Mayara Moya de Oliveira -- 2013. 25f. : il.</p> <p data-bbox="510 1612 1157 1713">Orientador: Prof. Dr. Hugo Nary Filho Coorientadora: Profa. Dra. Maruza Akemi Matsumoto. Coorientador: Prof. Dr. Luis Eduardo Butgnon.</p> <p data-bbox="454 1736 1272 1803">Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Universidade do Sagrado Coração – Bauru – SP.</p> <p data-bbox="454 1825 1272 1926">1. Análise biomecânica. 2. Cone morse. 3. Hexágono externo. 4. Hexágono interno. I. Nary Filho, Hugo. II. Mastumoto, Mariza Akemi. III. Butgnon, Luis Eduardo. IV. Título.</p>
-------	--

RESUMO

As reabilitações implantossuportadas contam, atualmente, com diversas opções de componentes e conexões, com diferentes aspectos estéticos e biomecânicos. Quando são empregados implantes de diâmetros reduzidos, o seu comportamento biomecânico passa a representar importante fator a ser considerado. No presente estudo, procurou-se avaliar a resposta de 3 sistemas implante/intermediário, empregando diferentes conexões protéticas, com fixações de 3,25mm de diâmetro, a ensaios mecânicos de compressão e fadiga. Para tanto foram criados os seguintes grupos: Grupo 1 – implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) sobre fundido de conexão morse 3,5mm; Grupo 2 – Implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) sobre fundido de conexão hexagonal interna; Grupo 3 – Implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) sobre fundido de conexão hexagonal externa. Para os ensaios, foram preparados 15 espécimes de cada grupo, sendo destes, cinco submetidos aos testes de compressão e 10 destinados a fadiga, Segundo norma ISO 14801 (2007), sobre os conjuntos, montados sobre base de poliacetal foram aplicadas cargas em ângulo de 30^o em relação ao plano horizontal. Como resultado do teste de compressão, foram obtidas médias de 317,43 N, 559,44 N e 290,83 N para os grupos respectivamente. Os resultados superiores do Grupo 2 apresentaram relevância estatística. A partir dos resultados de carga máxima em compressão, foram definidas as cargas do teste de fadiga. Nestes ensaios, as diferenças entre os grupos diminuíram consideravelmente. Para atingir o limite de 5.000.000 de ciclos do estudo, os grupos suportaram cargas de 190,80 N, 163,25 N e 141,77 N respectivamente. Todos os grupos tiveram comportamento aceitável em se considerar os índices médios necessários para este tipo de teste e demonstraram uma leve superioridade da conexão Morse quando se aplica ensaios de fadiga, a despeito do comportamento inferior em testes estáticos, provavelmente, devido a natureza física desta conexão.

Palavras-chave: Análise biomecânica. Compressão. Cone Morse. Fadiga. Hexágono interno. Hexágono externo.

ABSTRACT

The implant rehabilitations have, currently, many options of components and connections, with different aesthetic and biomechanical aspects. When reduced diameters implants are used, its biomechanical behavior begins to represent an important factor to be considered. In the present study, it was tried to estimate the answer of 3 intermediate/implant systems, using different prosthetic connections, with 3,25 mm diameter fixations, to compression and fatigue mechanical trials. Thereunto, the following groups were created: Group 01 = 3,25 mm implant diameter, 3,44 mm linked stand component UCLA of CoCr on 3,5 mm Morse molten connection; Group 02 = 3,25 mm implant diameter, 3,4 mm linked stand component UCLA CoCr on internal hexagonal molten connection; Group 03 = 3,25 mm implant diameter, 3,44 mm linked stand component UCLA CoCr on external hexagonal molten connection. For the trials, 15 specimens of each group were prepared; 05 of them were submitted to compression tests and the other 10 were destined to the fatigue. According to ISO 14801 (2007) norm, over the group which were on a polyacetal basis, 30° angle loads were applied to the horizontal plan. As the result of the compression test, there were obtained average of 317,43 N, 559,44 N and 290,83, respectively, for the groups. The Group 02 top results presented statistics relevance. From the compression top load results, the fatigue test loads were defined. In these trials, the differences among the groups had a substantial decrease. To reach the 5.000.000 study cycle limit, the groups beared 190,80 N, 163,25 N and 141,77 N of load, respectively. All of the groups had an acceptable behavior, considering the necessary average levels for this kind of test, and presented a light superiority of Morse connection, when the fatigue trials were applied, despite of the less behavior in the static tests, probably because of the physical nature of this connection.

Key words: Biomechanical Analysis, Compression, Morse Cone, Fatigue, Internal Hexagon, External Hexagon

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	5
2	PROPOSIÇÃO.....	10
3	MATERIAL E MÉTODO.....	10
4	RESULTADOS.....	12
5	DISCUSSÃO.....	17
6	CONCLUSÃO.....	20
7	CRONOGRAMA.....	21
	REFERÊNCIAS.....	22

1 INTRODUÇÃO

Dentro da implantodontia moderna, se considera como fator importante para se aspirar a um bom prognóstico de osseointegração, a qualidade da conexão entre a prótese o implante propriamente dito. Diversos estudos tem buscado aprimoramento das técnicas cirúrgicas, do desenho e superfície dos implantes, com a finalidade de favorecer a estabilidade secundária, ou seja, a osseointegração. Entretanto, talvez o maior desenvolvimento tecnológico desta terapia tenha ocorrido em relação aos componentes protéticos. Sabe-se que tão ou mais importante que obter a osseointegração é a sua manutenção ao longo da vida do paciente (estabilidade).

Em relação aos componentes protéticos, houve grande evolução em relação aos materiais empregados, mais biológicos, estéticos e, principalmente, com propriedades físicas biomecânicas mais favoráveis a distribuição de carga oclusal para o implante. Além do aspecto estético, busca-se, nos componentes, boa interação biológica com tecidos duros e moles ao nível cervical, selamento adequado da área de conexão, estabilidade mecânica e resistência ao stress funcional.

Os sistemas convencionais, com hexágono externo, são bem documentados na literatura e seus resultados em longo prazo bem conhecidos. Sem dúvida, em reabilitações múltiplas são bastante efetivos e proporcionam resultados muito satisfatórios. Contudo, em reabilitações unitárias e zonas estéticas, sua indicação ainda gera controversia. A necessidade de manutenção das estruturas periimplantares e boa transição estética propiciaram o desenvolvimento de diferentes conexões, a maioria de natureza interna.

Inicialmente, os hexágonos foram interiorizados dentro do corpo do implante, aumenta a área de contato entre o intermediário e as paredes internas da fixação, protegendo o parafuso protético e melhorando a biomecânica do sistema. Posteriormente, aplicou-se o conceito de conexão morse, visando aumentar ainda mais as vantagens mecânicas, permitindo um selamento biológico mais eficaz e um comportamento mais homogêneo do conjunto. A adoção desta metodologia propiciou a aplicação de um conceito já empregado, também, com as conexões de hexágono externo, que consiste no câmbio de plataforma. Ou seja, pelo fato da

conexão entre o intermediário e a cabeça do implante ocorrer internamente, existe um espaço horizontal entre esta área e a borda mais externa na fixação. Este conceito vem se mostrando interessante com vistas a manutenção do tecido peri-implantar.

A condição biológica destas modificações vem sendo testada por diversas empresas e se mostrado eficaz. Contudo, estudos de comportamento biomecânico são fundamentais em sistemas que estão sendo desenvolvidos. Principalmente por que ocorre um maior contato entre as paredes internas do implante e o intermediário, que absorvem e conduzem o stress funcional. Em implantes de hexágono externo convencionais, tais forças recaem mais sobre os parafusos, uma vez que o contato entre as superfícies externas do hexágono é muito limitado. O que pode explicar maior tendência ao afrouxamento dos parafusos em sobrecarga, também considerada uma situação de proteção do sistema (TAGGER GREEN et al. 2002).

Muito ainda há que se pesquisar em relação a melhor concepção de desenho desta conexão, espessura de parede, área de contato interno, sistemas de indexação, angulação das superfícies de contato, etc. (MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L.A 1997; TAN, B. F.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.L. 2004; QUEK, C.E.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.L. 2006/8; JAVIER GIL et al. 2009; NGUYE, H.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J. L. 2009; SAILER et al. 2009).

Neste sentido, Lindquist & Carlsson (1985), pesquisando os efeitos em longo prazo da mastigação em próteses implanto-suportadas, relataram que forças de mastigação podem alcançar valores entre 140 N e 200 N.

Mericske-Stern & Zarb (1996), encontraram valores similares em pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas. O valor médio para a força de mastigação foi de 165 N. Os autores relatam 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.

Observações clínicas têm indicado que a maior causa de falha dos implantes são (a) osseointegração deficiente, (b) complicações nos tecidos moles adjacentes

(mucosite e peri-implantite), (c) complicações mecânicas. Dentre os problemas biomecânicos, falha do parafuso, rotação do pilar e fratura do pilar, são os mais encontrados. Em uma investigação multicêntrica prospectiva, Henry et al (1996), avaliaram 92 pacientes com 107 implantes e verificaram que os problemas mais frequentemente experimentados durante o primeiro ano eram relativos a perda dos parafusos.

Sailer et al (2009), realizou um trabalho In Vitro sobre a influência de conexão na área de fratura. Pilares de zircônio de duas peças com um pilar de ligação secundária, ou uma inserção metálica, exibiram momentos de flexão significativamente maior do que pilares de uma peça. Internamente ou externamente ligado. Além disso, a ligação interna por meio de uma inserção metálica mostrou um aumento significativo do momento de flexão em comparação com o elemento externo de fixação do mesmo tipo de pilar. A restauração dos pilares com coroas de cerâmica cimentadas com adesivo, no entanto, não influenciou o momento de flexão em qualquer um dos grupos. Portanto, pode concluir-se que o tipo de conexão com o implante influencia a estabilidade dos pilares cerâmicos, independentemente da presença ou ausência de restaurações. Esta constatação já foi observada para os pilares de titânio anteriormente. A estabilidade do complexo implante-pilar dos pilares de titânio foi significativamente maior em comparação da conexão interna para conexão externa.

De acordo com estudo realizado por Quek, C. E. et al (2008) Foi avaliado o desempenho de carga de fadiga de 4 interfaces de implante-pilar. Concluindo-se que o desempenho de fadiga e o local da falha são específicos do sistema, e relacionados com as características da combinação implante-pilar. Ao que pareceu, se a interface do implante-pilar foi mantida, a falha pela fadiga ocorreria no ponto mais fraco do implante. É importante usar o nível de torque recomendado pelo fabricante.

Em estudo realizado por Tan, B. F. et al (2004) teve como princípio de estudo realizar o momento de flexão crítica do parafuso do implante-pilar evidenciando os efeitos dos níveis de torque e do diâmetro do implante. Este momento de flexão crítica (CBM), é o momento em que a carga externa não axial aplicada supera a pré-carga da articulação do parafuso, e causa perda de contato entre as superfícies de

contato dos componentes do parafuso do implante. Como conclusão, o CBM foi encontrado para diferir entre sistemas de pilares, diâmetros de implantes, e os níveis de torque. Os níveis de torque recomendados pelo fabricante devem ser seguidos para garantir a integridade da articulação do parafuso.

Basten et al (1996), com relação ao desempenho de projetos de implantes, compararam as propriedades mecânicas relacionadas à fadiga de conjuntos implante/ componente, variando o componente protético (CeraOne® e EsthetiCone® - Nobel Biocare, Suécia) e o torque de inserção do parafuso de união do conjunto (torque padrão $\pm 20\%$). Os conjuntos foram levados em um dispositivo embebido com resina fotoelástica, simulando um suporte ósseo trabeculado, e fadigados em uma máquina de ciclagem mecânica com força flutuante de 70 N, frequência de 16 Hz e inclinação de 30° até o momento da ruptura. Os autores relataram que a fadiga foi responsável pela fratura do implante ou do parafuso do componente protético nos conjuntos utilizados, independente do torque aplicado.

Khraisat et al (2002), avaliaram a resistência à fadiga de dois sistemas de implantes: sete implantes Brånemark - hexágono externo (Nobel Biocare - Sweden) e sete implantes ITI Cone Morse 8° (Straumann AG, Switzerland). Os conjuntos foram montados com seus respectivos componentes, sistema Brånemark utilizou o componente CeraOne® com torque do parafuso de 32 N.cm e o sistema ITI utilizou componente sólido Cone Morse 8° com torque de 35 N.cm. Os conjuntos foram levados à fadiga com força de 100 N aplicada perpendicularmente ao longo eixo, com frequência de 75 ciclos/ min até 1.800.000 ciclos ou até fraturar. Para o grupo Brånemark, todos os parafusos fraturaram antes de chegar ao ciclo final, o que não ocorreu com o sistema ITI. Os autores concluíram que o conjunto ITI foi significativamente melhor que o conjunto Brånemark no sistema testado de implante unitário.

Binon et al (1994), apresentaram o desenho e a engenharia do sistema octabutment que é um pilar do sistema restaurador ITI (Bonefit). Os autores relataram também os resultados de testes de vários parâmetros críticos para a estabilidade longitudinal do complexo implante/ supra-estrutura com este pilar. O desenho do mesmo se acopla na porção coronária do implante e é composto de um cone de 80 com um parafuso de 02 mm de diâmetro. A porção coronal do pilar consiste de uma

cabeça octagonal com uma altura total de 1,5 mm acima do ombro do implante, sobre o qual é acoplado um cilindro de ouro que tem um encaixe preciso até o ombro do implante. Utiliza um parafuso de retenção de titânio oclusal de 02 mm de diâmetro, com cabeça de 2,5 mm. Dois desenhos diferentes são disponíveis para os cilindros de ouro; um para restaurações unitárias com desenho anti-rotacional e outro para múltiplas restaurações. Resultados dos testes mecânicos com os pilares relatados pelos autores garantem que o desenho cônico interno proporciona atrito adequado, o que elimina o risco de rotação ou afrouxamento das partes. Os resultados dos testes da aplicação de força de rotação até a falha proporcionaram forças maiores de 400 N.cm. Quando foram comparados testes de torque de aperto contra torque de afrouxamento os resultados revelaram que o torque de afrouxamento foi entre 10 e 15% superior ao torque de aperto, o que segundo os autores resulta em um aumento de 20% na resistência ao afrouxamento para um nível de torque determinado. Em testes de carga dinâmica, foi relatado que após dois milhões de ciclos, o torque de afrouxamento não diminuiu quando comparado com o torque de aperto antes da carga; por estes resultados, os autores acreditam que a estabilidade mecânica deste sistema favorece a resposta biológica, sendo obtidas restaurações estéticas com procedimentos técnicos simples, o que fornece garantia de sucesso à restauração.

Tendo em vista estas variáveis e a necessidade de adequação do tamanho do implante ao volume ósseo disponível, procura-se entender o comportamento clínico de fixações de diâmetro reduzido, biocomponente. Reabilitações unitárias representam a condição de maior demanda biomecânica, associada a braços de alavanca verticais exagerados. Para entender melhor a influência das diferentes conexões sobre a resistência do sistema, sugere-se, neste estudo, a comparação de três situações similares, em relação a dimensão do implante, com a maior situação de risco, diâmetro reduzido. Para tanto, propõe-se empregar testes de resistência a compressão e fadiga de sistemas de conexão morse, hexágono externo e interno, para fixações de 3,25mm de diâmetro.

Neste sentido, a Nobel Biocare desenvolveu em 1992 o seu protocolo para testes da resistência à fadiga. Atualmente, é utilizada a norma internacional ISO 14801 para teste de resistência à fadiga de implantes dentários pós endósseos unitários, que é muito semelhante ao protocolo original da Nobel Biocare.

A resistência à fadiga é definida como a força máxima à qual uma combinação implante/ componente consegue resistir durante um mínimo de cinco milhões de ciclos de carregamento. O protocolo ISO 14801 inclui:

- combinações implante/ pilar colocadas numa orientação de 30° fora do eixo;
- força cíclica aplicada (frequência de 14 Hz);
- duração de 05 milhões de ciclos;

2 PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi analisar o comportamento biomecânico de 3 sistemas, compostos de implantes de diâmetro reduzido e diferentes conexões protéticas. Para tanto, foram empregados ensaios de compressão e fadiga.

3 MATERIAL E MÉTODO

Para o presente projeto, foram avaliados os seguintes sistemas:

- Grupo 1 – Implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) 3,5mm sobrefundido de conexão morse;
- Grupo 2 – Implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) sobrefundido de conexão hexagonal interna;
- Grupo 3 – Implantes 3,25mm de diâmetro, plataforma 3,4mm acoplado componente UCLA de liga Cobalto-Cromo (CoCr) sobrefundido de conexão hexagonal externa.

Para a composição dos grupos, foram utilizados dois tipos diferentes de implantes, BoneLike Hexágono externo (HE) e BoneLike Cone morse (biomet 3i do Brasil), com diâmetro reduzido, 3,25mm de corpo e plataforma de 3,4mm, todos com 15mm de comprimento. Um total de 15 implantes HE foram empregados e 30 Cone morse. Este último grupo se prestou para ensaios dos Grupos 1 e 2 do

experimento (com 15 espécimes cada), uma vez que possibilita dois tipos de conexão protética, Morse propriamente dita e hexagonal interna, quando se emprega o componente zero.

Para a complementação dos sistemas foram utilizados cilindros de liga CoCr encerados e sobrefundidos, específicos para cada tipo de conexão. Estes cilindros possuem base metálica e coping de poliacetal utilizado para o enceramento da futura estrutura do intermediário. No enceramento procurou-se padronizar o volume dos munhões de forma a manter o mesmo diâmetro externo e uma altura que possibilitasse um braço de alavanca homogêneo no experimento, a partir da cabeça do implante (base de assentamento).

Desta forma, os componentes estavam prontos para montar os corpos de prova. O sistema de fixação e apoio foi um bloco de poliacetal, de módulo de elasticidade de 3,05 GPa. Através de fresagem do bloco e parafusamento dos implantes sob torque máximo de 45N, aferido em catraca calibrada, procedeu-se a instalação deixando 2 mm de distância entre a plataforma dos implantes e esta base. Conferindo a estabilidade do implante, foram acoplados os componentes sobrefundidos, e fixados através de parafusos transpassantes adequados a cada tipo de conexão. Nos sistema que empregaram implantes CM foram utilizados parafusos de 1,6mm de diâmetro. Para o sistema HE, foram utilizados parafusos 1,8mm de diâmetro. Procedeu-se torque manual de todos os espécimes, seguido de torque de 20N, segundo recomendação do fabricante para todos os sistemas.

A distância “L” utilizada nos ensaios de compressão (estático e dinâmico) foi de aproximadamente 10 mm. O que compreendia a distância da base de poliacetal até a cabeça do implante + comprimento do cilindro sobrefundido. Os corpos de prova estavam pronto então para serem submetidos aos ensaios, sendo utilizados 5 inicialmente para os testes estáticos de compressão, de cada grupo. As bases de poliacetal eram biseladas de forma a permitir um ângulo de carregamento de 30°. Segundo a norma ISO 14801, a carga dos testes foi aplicada sobre uma superfície esférica de raio de curvatura de 5,5 mm. A realização do ensaio de fadiga somente é possível após a obtenção da carga máxima obtida nos ensaios de compressão, que irá direcionar os níveis de carga a serem utilizados no teste dinâmico.

O teste de fadiga foi realizado em temperatura ambiente, sem meio corrosivo (ao ar), em um equipamento Brasválvulas, modelo BME 05 040 150/AT MNB com capacidade de 500 kg (5000 N), utilizando uma frequência de 15 Hz e cargas compressivas até atingir $5,0 \times 10^6$ (cinco milhões) de ciclos. Procura-se sinalizar a carga máxima suportada, onde espécime atinge o limite destes cinco milhões de ciclos. Para cada grupo foram utilizados de 7 a 10 espécimes restantes, sendo aplicadas porcentagens escalonadas da carga máxima do ensaio de compressão. Segundo a norma, foram utilizados 3 corpos para cada porcentagem de carga até se estabelecer a carga máxima tolerada.

Os resultados dos testes de compressão e fadiga obtidos foram tabulados e submetidos a análise estatística, como descritos a seguir.

4 RESULTADOS

Na Tabela 01, podem ser observados os resultados dos testes de compressão, médias e desvio padrão.

	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Espécime 1	252,63	613,25	312,04
Espécime 2	301,41	629,00	302,21
Espécime 3	360,11	522,37	268,10
Espécime 4	340,94	543,08	289,89
Espécime 5	332,04	489,51	281,89
Média	317,43	559,44	290,83
Desvio padrão	41,96	59,72	17,15

Tabela 01 – Resultados dos testes de compressão dos sistemas de implantes de 3,25 de diâmetro e diferentes tipos de conexão protética.

Fonte: elaborada pela autora.

A partir destes resultados foi empregada análise estatística ANOVA com pós-teste de Tukey, comparando os 3 grupos:

- Grupo 2 x Grupo 3 $p < 0,0001$ (EXTREMAMENTE SIGNIFICANTE)
- Grupo 1 x Grupo 3 $p > 0,05$ (NÃO SIGNIFICANTE)
- Grupo 1 X Grupo 2 $p < 0,001$ (EXTREMAMENTE SIGNIFICANTE)

Como resultado, se verificou um comportamento estatisticamente superior do Grupo 2, qualquer que seja a comparação realizada com os outros grupos. Com

media de 559,44 N, apresentou maior resistência ao teste estático. Já os outros dois grupos, com valores de resistência inferior, não apresentaram diferença estatística entre eles. Definidos os valores deste ensaio, os corpos de prova restantes foram submetidos ao ensaio dinâmico.

Nos gráficos subsequentes, se observa os resultados dos testes de fadiga empregados:

Amostra	C_{referência} (%)	C_{máxima} (N)	C_{mínima} (N)	Ciclos	Observação
MET100908-1	70	222,60	22,26	5.000.000	<i>O corpo de prova resistiu a $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.</i>
MET100908-2	80	254,40	25,44	59.156	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-3	70	222,60	22,26	5.000.000	<i>O corpo de prova resistiu a $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.</i>
MET100908-4	90	286,20	28,62	61.634	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-5	90	286,20	28,62	153.417	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-6	100	318,00	31,80	1.075.539	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-7	80	254,40	25,44	1.330.251	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-8	100	318,00	31,80	21.740	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-9	70	222,60	22,26	14.916	<i>Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).</i>
MET100908-10	60	190,80	19,08	5.000.000	<i>O corpo de prova resistiu a $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.</i>
MET100908-11	60	190,80	19,08	5.000.000	<i>O corpo de prova resistiu a $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.</i>
MET100908-12	60	190,80	19,08	5.000.000	<i>O corpo de prova resistiu a $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.</i>

Tabela 2 – Resultados dos testes de fadiga do grupo 1

Fonte: CCDM (Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais) UFSCar / DEMa

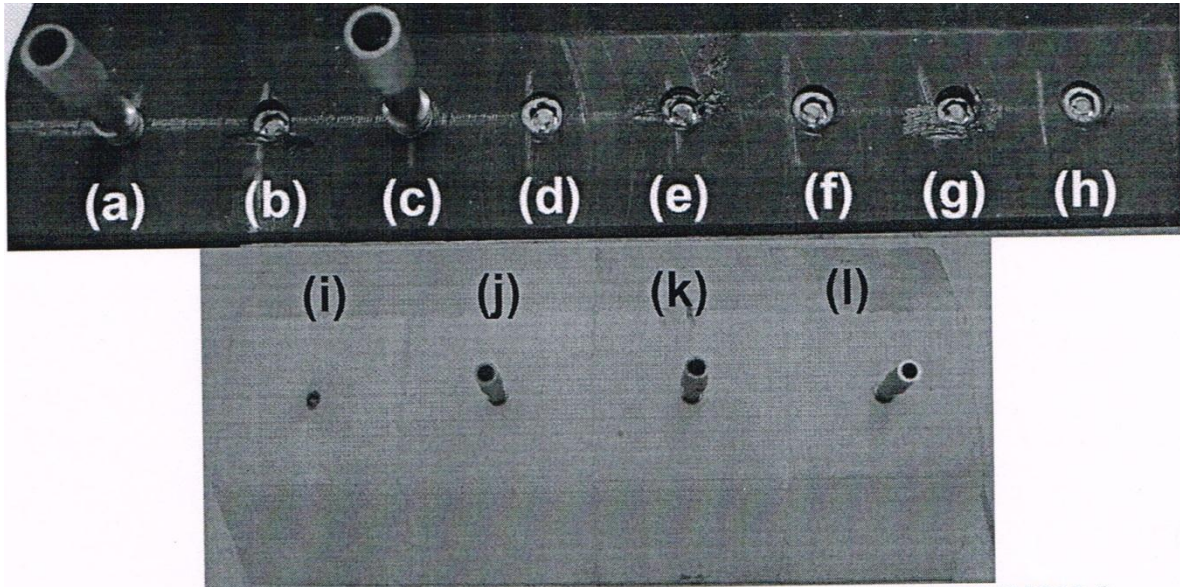


Figura 1 - Corpos de prova do grupo 1 após os ensaios

Fonte: CCDM (Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais) UFSCar / DEMa

Amostra	C _{referência} (%)	C _{máxima} (N)	C _{mínima} (N)	Ciclos	Observação
MET100906-1	70	380,92	38,09	191.216	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-2	60	326,50	32,65	415.502	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-3	50	272,09	27,21	1.009.852	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-4	40	217,67	21,77	1.637.621	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-5	30	163,25	16,33	5.000.000	O corpo de prova resistiu aos $5,0 \times 10^6$ de ciclos sem fraturar.
MET100906-6	30	163,25	16,33	5.000.000	O corpo de prova resistiu aos $5,0 \times 10^6$ de ciclos sem fraturar.
MET100906-7	60	326,50	32,65	523.934	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-8	70	380,92	38,09	18.311	Ocorreu fratura do corpo de prova (nucleação de trinca por fadiga).
MET100906-9	30	163,25	16,33	5.000.000	O corpo de prova resistiu aos $5,0 \times 10^6$ ciclos sem fraturar.

Tabela 3 – Resultados dos testes de fadiga do grupo 2

Fonte: CCDM (Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais) UFSCar / DEMa

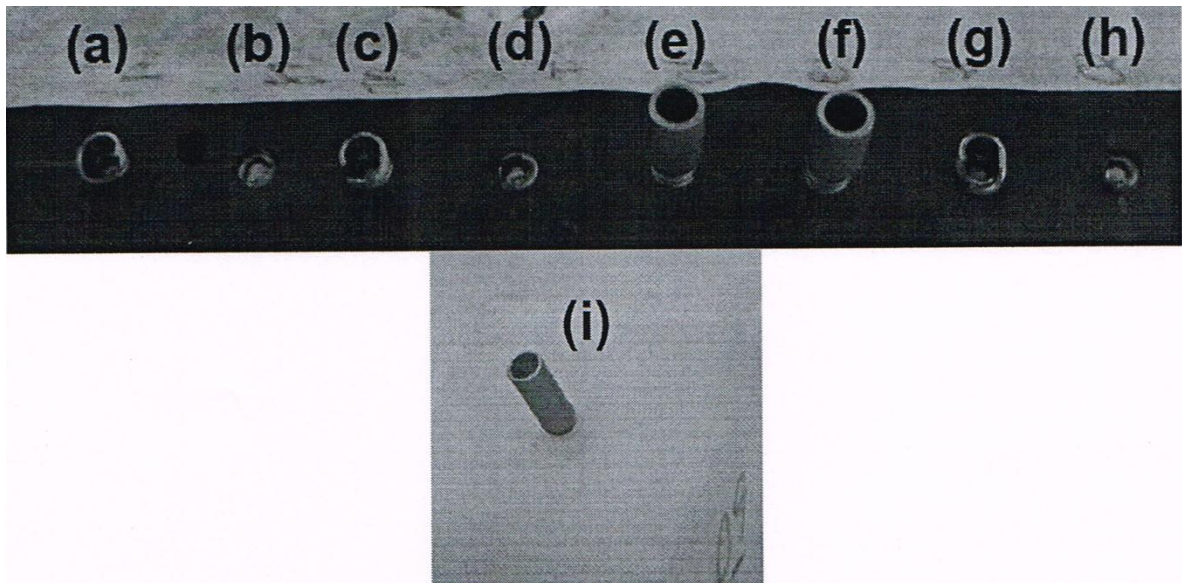


Figura 2 – Corpos de prova do grupo 2 após os ensaios.

Fonte: CCDM (Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais) UFSCar / DEMa

Corpo de prova	Fração do momento no limite de resistência	Momento aplicado (N.mm)	Ciclos de vida (no de ciclos até a ruptura)
CP 026.12ED-01	75 %	1417,78	> 5000000
CP 026.12ED-02	75 %	1417,78	> 5000000
CP 026.12ED-03	90 %	1701,33	291723
CP 026.12ED-04	90 %	1701,33	19957
CP 026.12ED-05	80 %	1512,30	139608
CP 026.12ED-06	80 %	1512,30	749418
CP 026.12ED-07	75 %	1417,78	> 5000000

Tabela 4 – Resultados dos testes de fadiga do grupo 3

Fonte: Laboratório de Engenharia Biomecânica – Hospital Universitário / Universidade Federal de Santa Catarina

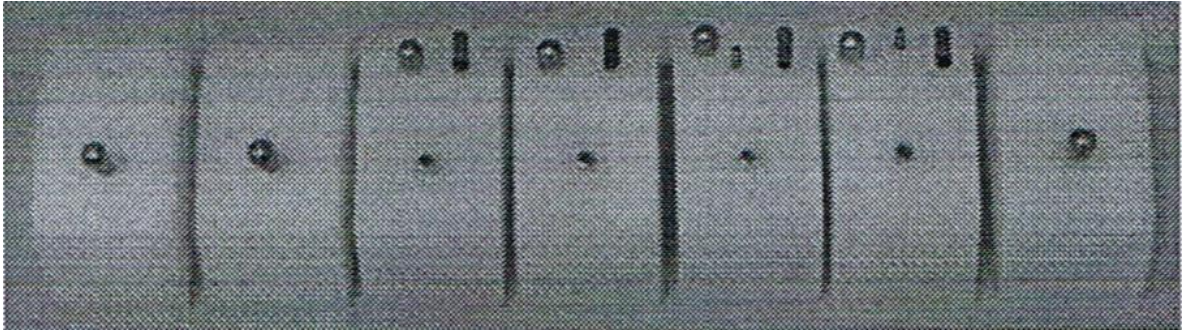


Figura 3 – Corpos de prova do grupo 3 após os ensaios

Fonte: : Laboratório de Engenharia Biomecânica – Hospital Universitário / Universidade Federal de Santa Catarina

Apesar das diferenças encontradas nos testes estáticos, dos testes de fadiga, os valores de carga máxima suportados pelos corpos de prova para atingir o limite de 5 milhões de ciclos não foram tão discrepantes como se observa a seguir:

- Grupo 1 – os corpos que atingiram 5.000.000 de ciclos foram aqueles submetidos a 60% de carga – 190,80 N;
- Grupo 2 - os corpos que atingiram 5.000.000 de ciclos foram aqueles submetidos a 30% de carga – 163,25 N;
- Grupo 3 - os corpos que atingiram 5.000.000 de ciclos foram aqueles submetidos a 75% de carga – 141,77 N.

A partir destes resultados, foram realizadas as análises descritas a seguir.

5 DISCUSSÃO

Diversos estudos tem procurado estabelecer condições ideais de desenho para implantes e seus componentes protéticos, no sentido de favorecer seu comportamento biológico, mecânico e repercussão estética. Uma preocupação constante, diz respeito a resistência mecânica do sistema, levando em consideração a demanda funcional a que são submetidos (MOLLERSTEN et al. 1997, TAN et al. 2004, QUEK et al. 2006/8, JAVIER GIL et al. 2009, NGUYE et al. 2009, SAILER et al. 2009).

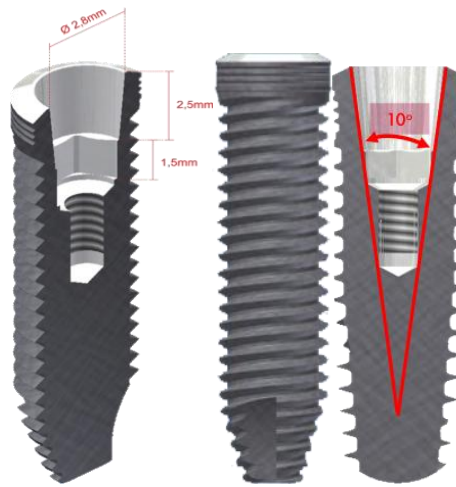
LINDQUIST & CARLSSON (1985), relataram que forças de mastigação podem alcançar valores entre 140 N e 200 N. MERICSKE-STERN & ZARB (1996), encontraram valores similares em pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas, atingindo valores médios de 165 N. Obviamente, os autores enfatizam a possibilidade de variação destes números, em função da quantidade de implantes utilizada, sua posição, tipo de edentulismo e modalidade de prótese utilizada, incluindo seus componentes.

Considerando as tendências atuais de evitar grandes procedimentos reconstrutivos, como enxertos e técnicas de osteopromoção, a utilização de implantes com diâmetro reduzido vem sendo proposta como alternativa. Contudo, a redução do diâmetro dos implantes pode implicar em menor resistência do próprio implante, do componente protético, que possui dimensão igualmente reduzida, ou da área de conexão. Neste sentido, os implantes de 3,25mm de diâmetro representam a condição mais crítica para reabilitações implantossuportadas, pois são os implantes de menor dimensão para reabilitação em sistemas de 2 a 3 peças.

Por este motivo, neste estudo procurou-se analisar o comportamento de diferentes conexões num sistema crítico, diâmetro reduzido. Optou-se por analisar a conexão external hexagonal convencional, uma conexão morse (11⁰) e uma conexão hexagonal interna.

Na análise dos resultados obtidos nos testes de compressão foi possível verificar evidenciar um comportamento superior do grupo 2, seguido pelo 1 e 3 respectivamente. Na análise estatística, esta diferença foi altamente significativa para o grupo 2, e não relevante para os outros dois grupos. Apesar de haver uma

tendência de comportamento superior das conexões internas em relação a externa, esta se manifestou de forma mais clara na conexão interna hexagonal.



Se analisarmos o desenho das conexões internas em relação ao HE, nota-se nitidamente diferença em relação a área de contato intermediário/implante. Enquanto no HE existe 0,8mm de altura de conexão e contato lateral entre os componentes, no CM existe 2,0mm e no HI 3,5 mm. Isto poderia explicar um resultado superior destas conexões. Contudo, apenas a conexão interna deve resultados expressivos, talvez por que além do contato lateral na área hexagonal, alívio na área Morse, existe uma adaptação horizontal na plataforma do implante, pelo seu componente zero. Este tipo de dispositivo apresenta a retenção estabelecida pela ação do parafuso transfixante. Por estes motivos, pressão do parafuso, grande área de contato lateral interna e adaptação de borda cervical, os resultados elevados de resistência a compressão poderiam ser explicados.

As conexões Morse, possuem grande área de contato lateral, em 2 mm de extensão, porém com um diâmetro menor do componente ao nível de cabeça do implante, o que caracteriza esta modalidade de encaixe e o princípio de câmbio de plataforma. As falhas do sistema podem ser associadas a deformação do próprio intermediário antes de ruptura coesiva da cabeça do implante, representado maior fragilidade estática que o sistema hexagonal interno.

A ausência de diferença estatística em relação do grupo HE pode surpreender num primeiro momento, contudo pode ser explicado pela diferença de diâmetro do parafuso e a adaptação de bordo por compressão, além do contato pequeno lateral

do hexágono. Apesar de ser o grupo com menor contato lateral, apresentou um resultado aceitável no teste estático.

No momento em que os corpos de prova foram submetidos a ensaios de fadiga, pela própria natureza do teste, as análises foram diferentes, e indicam melhor o comportamento destas conexões. Deve-se destacar que o ensaio de compressão é um teste preliminar para se definir a carga máxima a ser aplicada no teste de fadiga. Contudo, a partir destes valores se definir cargas escalonadas e progressivas a serem aplicadas até o espécime resistir a 5.000.000 de ciclos. Enquanto os grupos 1 e 3 atingiram índices de 60 e 75% da carga total respectivamente, o grupo 2 chegou apenas a 30%. Com isso as diferenças diminuíram muito e as tendências se manifestaram dentro da lógica exposta anteriormente. Ou seja o grupo de maior contato lateral, apresentou maior resistência a fadiga, ou seja, o grupo CM. De maneira previsível, igualmente o grupo 2 foi ligeiramente superior ao 3. Em testes de fadiga existe a tendência de eliminar o efeito proporcionado pela compressão do parafuso por stress do sistema. Em conexões Morse, o embricamento mecânico lateral e amplo parece favorecer comportamento mais estável.

No entanto, no geral, os sistemas foram eficazes e não muito distintos, neste tipo de plataforma, ou seja, implantes de diâmetro reduzido. Os índices registrados encontram-se até superiores a alguns testes realizados com outros sistemas (KHRAISAT et al., 2002). Talvez as diferenças existentes relacionadas ao tipo de conexão, sejam mais evidentes em implantes de maior diâmetro, visto que a área de ruptura do sistema sempre foi a parede da cabeça do implante, neste estudo. Isto indica que deve-se ter cautela em indicar estes sistemas em áreas de grande demanda funcional, ou dividir a carga empregando implantes múltiplos que trabalhariam conectados.

Em implantes de hexágono externo convencionais, tais forças recaem mais sobre os parafusos, uma vez que o contato entre as superfícies externas do hexágono é muito limitado. O que pode explicar maior tendência ao afrouxamento dos parafusos em sobrecarga, também considerada uma situação de proteção do sistema (TAGGER GREEN, 2002).

6 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos pode-se concluir:

- Em ensaios estáticos (compressão) se verificou um comportamento superior do grupo composto por implantes de conexão interna hexagonal sobre os outros dois grupos.

- Nos ensaios dinâmicos, as diferenças foram diminuídas e o grupo de conexão Morse se apresentou ligeiramente superior para resistir ao teste de fadiga, seguido pelo hexagonal interna e hexagonal externa respectivamente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BASTEN, C.H. et al. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int. J. Oral Maxillofac.Implants**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 522-528, July/Aug. 1996.
- BINON, P.P. et al. The role of screws in implant systems. Proceedings of the Lansdown Conference – Osseointegration, 10 years in Private Practice. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, vol. 9 (Special Supplement), p. 48-63, 1994.
- JAVIER GIL, F. et al. A. Influence of the height of the external hexagon and surface treatment on fatigue life of commercially pure titanium dental implants. **Int. J. Oral maxillofac. Impl.**, v. 24, p. 583-90, 2009.
- KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 88, n. 6, p. 604-610, Dec. 2002.
- LINDQUIST LW, CARLSSON GE. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. **ActaOdontol. Scand.**, Stockholm, v. 43, n. 1, p. 39-45, Mar. 1985.
- MERICSKÉ-STERN R, ZARB G. A. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 7, n. 2, p. 153-161, June 1996.
- MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L.A. Comparison of straight and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. **J. Prosthet. Dent.**, v. 78, p. 582-91, 1997.
- NGUYE, H.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J. L. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. **Int. J. Oral maxillofac. Impl.**, v. 24, n. n4., p. 636-46, 2009.
- Nobel Biocare - **Implant Solutions** – http://www1.nobelbiocare.com/pt/implants-andabutments/products/nobelreplace/technical_facts.aspx
- QUEK, C. E.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.L. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int. J. Oral maxillofac. Impl.**, v. 21, p. 929-36, 2006.
- QUEK, C. E.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.L. Load fatigue performance of four implant-abutment interface design: effect of torque level and implant system. **Int. J. Oral maxillofac. Impl.**, v. 23, p. 253-62, 2008.
- SAILER, I. et al. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int. J. Oral Maxillofac. Impl.**, v. 24, p. 850-8, 2009

TAGGER GREEN, N. et al Fracture of the dental implants: literature review and report case. **Implant Dent.**, v. 11, p. 137-143, 2002.

TAN, B. F.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.L. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. **Int. J. Oral maxillofac. Impl.**, v. 19, p. 648-58, 2004.