

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

EDUARDO AYDOS VILLARINHO

**AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E DO TORQUE DE REMOÇÃO PÓS
CICLAGEM MECÂNICA DA CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO
TIPO CONE MORSE COM E SEM ÍNDICE DE POSICIONAMENTO.**

Porto Alegre 2012

EDUARDO AYDOS VILLARINHO

**AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E DO TORQUE DE REMOÇÃO PÓS
CICLAGEM MECÂNICA DA CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO
TIPO CONE MORSE COM E SEM ÍNDICE DE POSICIONAMENTO.**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Prótese Dentária, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Porto Alegre 2012

V712a Villarinho, Eduardo Aydos
Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós
ciclagem mecânica da conexão implante-pilar protético tipo
cone morse com e sem índice de posicionamento. / Eduardo
Aydos Villarinho. – Porto Alegre, 2012.
63 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de
Odontologia, PUCRS.

Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientação: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira.

1. Odontologia. 2. Implantodontia. 3. Prótese Dentária.
4. Pré-carga. 5. Torque de Remoção. 6. Ciclagem
Mecânica. I. Teixeira, Eduardo Rolim. II. Título.

CDD 617.692

**Bibliotecária responsável:
Cíntia Borges Greff - CRB 10/1437**

Dedico esta dissertação e o título de mestre proveniente dela a toda a minha família que sempre serviu de alicerce para minha formação pessoal e, em especial, ao meu pai, Eduardo Villarinho e ao meu avô, Arthur Pinto Villarinho que além de tudo, serviram de exemplo profissional e inspiração para seguir nos caminhos da odontologia.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira pela orientação, auxílio e confiança em mim depositada.

Ao Prof. Dr. Eng. André Cervieri pela essencial ajuda na elaboração e execução de parte do trabalho.

Aos professores Dra. Ana Maria Spohr e Dr. Eduardo Motta pela disponibilidade e atenção prestada.

Aos professores do programa de pós-graduação em prótese dentária Dr. Márcio Lima Grossi e Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai pela oportunidade de aprendizagem oferecida.

Aos colegas do programa de pós-graduação em odontologia da PUCRS, em especial os colegas Luiz Gustavo Fleck Reck Britto e Caroline Piffer.

Aos professores e colegas de graduação da Faculdade de Odontologia da UFRGS, em especial aos professores Walter Marchezan, Felipe Giollo, Ervino Seibel, Cassiano K. Rösing e José Cícero Dinato pelo aprendizado oportunizado.

A Professora Dra. Vania Fontanella pela oportunidade da iniciação científica.

Ao colega Luciano Costa Petri, pela amizade e constante troca de conhecimentos e materiais ao longo de todos os anos em que estamos envolvidos com a odontologia.

A todo o corpo docente do curso de especialização em implantodontia do CEPID- UFSC (2008-2009), e aos colegas que se tornaram amigos no decorrer do curso.

A toda equipe de trabalho da Clínica Síntese Odontologia, em especial aos colegas Eduardo Villarinho, meu pai, Ricardo Cusato, meu padrinho e

Ricardo Smidt, pelo aprendizado, incentivo e ajuda no início da vida profissional.

Ao laboratório de prótese Atelier do Sorriso, na pessoa do Técnico em Prótese Dentária Nilton Ribeiro, pela confecção das coroas metálicas e parceria na vida profissional.

A Neodent pelo apoio financeiro, disponibilizando os implantes e pilares.

A CAPES e CNPQ pelo apoio financeiro.

RESUMO

A estabilidade biomecânica do conjunto implante-pilar protético é de fundamental importância para o sucesso da reabilitação implanto suportada. Para tal, o conhecimento sobre os valores de pré-carga e de torque de remoção após ensaio de fadiga mecânica torna-se essencial. Assim sendo, o presente estudo teve como objetivo comparar valores de pré-carga e torque de remoção pós-ciclagem de um novo desenho de implantes conexão cone Morse com índice de posicionamento comparando-o ao sem índice, verificando possíveis vantagens biomecânicas de sua utilização. Fez-se uso de 20 implantes cone Morse (3,75 x 11) inseridos em tubos acrílico com uma angulação de 30° divididos em dois grupos: 10 utilizando munhões com índice de posicionamento protético e outros 10 sem o índice, sendo todos os pilares retos com indicação para prótese unitária cimentada com pescoço de 1,5 mm de altura, diâmetro de 4,5 mm e altura de corpo de 6 mm. Durante o torque de inserção dos pilares foi aferida a pré-carga dos parafusos dos dois grupos através de extensômetros. Com os pilares em posição foram encaixadas coroas protéticas e ambos os grupos expostos a ciclagem mecânica com uma força de 110 N e 500.000 repetições em meio salino, e após aferido os valores de torque de remoção. Observando-se os valores de pré-carga, os do grupo Sem Índice (6,05 N) apresentaram-se maiores que do grupo Com Índice (4,88 N), existindo diferença estatisticamente significativa ($p = 0,012$) entre os grupos. Quanto ao torque de remoção o grupo Sem Índice apresentou um percentual médio de perda de torque de 13,84%, enquanto o grupo Com Índice de 52,65%, sendo encontrada diferença estatisticamente significativa entre eles através do teste t-Student ($p < 0,001$). Portanto, dentro da metodologia aplicada nesse estudo *in vitro* o uso de pilares sem o índice de posicionamento do sistema cone Morse apresentou maior estabilidade biomecânica comparando-se a pilares com o índice.

Palavras chave: Implantes Dentários, Cone Morse, Cone Morse com Índice, Pré-carga, Torque de Remoção, Ciclagem Mecânica.

ABSTRACT

The biomechanical stability of the prosthetic implant-abutment assembly is crucial to the success of implant supported rehabilitation. For this, knowledge about the values of preload and removal torque after the mechanical fatigue test is essential. Therefore, this study aimed to compare values of preload and removal torque after cycling of the new design Morse taper with placement index connection implant-abutment compared to that without content, verifying possible biomechanical advantages of its use. A set of 20 Morse taper implants (3,75 x 11) was inserted into acrylic tubes at a 30° angle and divided into two groups: 10 with universal posts using prosthetic positioning index and 10 without the index, all of the abutments were straight indicated for cemented unitary prosthesis with a 1.5 mm neck height, diameter of 4.5 mm and body height of 6 mm. During the insertion torque of the pillars the pre-load screw of the two groups was measured using extensometry. With the pillars in position, we fitted prosthetic crowns and both groups were exposed to mechanical cycling with a force of 110 N and 500 000 repetitions in saline environment, and after the values of removal torque were measured. Observing the pre-load values, group No Index (6.05 N) were higher than the group With Index (4.88 N), there were statistically significant differences ($p = 0.012$) between the groups. As for removal torque, the group No Index showed an average percentage of torque loss of 13.84%, while the group With Index a torque loss of 52.65%, with statistically significant difference between them using the t-Student test ($p < .001$). Therefore, according to the methodology applied in this *in vitro* study there was a higher biomechanical stability using the abutments without the index position of the Morse taper system compared to the abutments with the index position.

Keywords: Dental implants. Morse taper. Morse taper with index. Preload Removal torque . Mechanical cycling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Corte sagital da interface implante-pilar protético do sistema cone Morse com índice de posicionamento.....	34
Figura 2: Corte sagital da interface implante-pilar protético do sistema cone Morse sem índice de posicionamento.....	34
Figura 3: Pilares protéticos com índice e sem o índice.....	34
Figura 4: Posicionador de implantes com angulação de 30°.....	35
Figura 5: Corpos de prova, com apenas o implante, com o pilar e com a coroa em posição.....	36
Figura 6: a- Foto do momento do torque de inserção do pilar; b- Esquema simplificado da foto ao lado.....	37
Figura 7: Laboratório de engenharia mecânica e automotiva da ULBRA.....	38
Figura 8: Célula de carga utilizada	39
Figura 9: Detalhe do corpo de prova no simulador de fadiga mecânica	40
Figura 10: Simulador de fadiga mecânica com 10 corpos de prova	41
Figura 11: Corpo de prova preso em uma morsa e torquímetro digital com chaves hexagonais acopladas	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação entre o torque de remoção e o torque de inserção intra-grupos.....	44
Tabela 2 – Diferença relativa entre torque de inserção e remoção.....	45
Tabela 3 – Diferença absoluta entre torque de inserção e remoção.....	45
Tabela 4 – Avaliação da pré-carga entre-grupos.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al. - e outros (abreviatura de “*et all*”)

mm - milímetros

N - *Newton*

GPa - gigapascal

Ncm - *newton-centímetro*

V - *volts*

s - segundo

min - minuto

p - valor do teste estatístico

n - número de amostra

SPSS - *Statistical Package for Social Science*

Hz - *hertz*

Ltda. - limitada

ISO - *International Organization for Standardization*

PUCRS - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

ULBRA – Universidade Luterana do Brasil

PVC - polivinilcloro

LISTA DE SÍMBOLOS

° - graus

® - marca registrada

< - menor

°C - graus Celsius

µm - micrometro

% - porcentagem

α - nível de significância estatística

± - desvio padrão

= - igual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	18
2.1 FALHAS EM PRÓTESES IMPLANTO SUPORTADAS.....	18
2.2 TESTE DE FADIGA.....	19
2.3 PRÉ-CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO.....	21
2.4 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DAS DIFERENTES CONEXÕES...23	
3 OBJETIVOS	31
3.1 OBJETIVO GERAL.....	31
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	31
4 HIPÓTESE.....	32
5 MATERIAIS E MÉTODO.....	33
5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO	33
5.2 AMOSTRA E PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	33
5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA	36
5.4 CALIBRAGEM, AFERIÇÃO E CONVERSÃO DA PRÉ-CARGA	37
5.5 CICLAGEM MECÂNICA	39
5.6 TORQUE DE REMOÇÃO	41
5.7 MÉTODO ESTATÍSTICO	42
6 RESULTADOS	44
6.1 TORQUE DE REMOÇÃO INTRA-GRUPOS.....	44
6.2 TORQUE DE REMOÇÃO ENTRE-GRUPOS.....	44

6.3 PRÉ-CARGA DOS PARAFUSOS DOS PILARES.....	45
7 DISCUSSÃO	47
7.1 RESULTADOS.....	47
7.2 METODOLOGIA.....	51
7.2.1 CORPOS DE PROVA.....	51
7.2.2 ENSAIO MECÂNICO.....	53
8 CONCLUSÕES	55
9 REFERÊNCIAS.....	56
10 ANEXOS.....	62

1. INTRODUÇÃO

A reabilitação oral como especialidade de Odontologia sofreu grandes modificações com o advento dos implantes osseointegrados e sua conseqüente consolidação no meio científico após as publicações de Branemark *et al.*¹. Estes implantes, que primeiramente devolveram a função mastigatória aos pacientes incapazes de realizá-la devido á ausência de dentes, reabilitando principalmente mandíbulas totalmente edêntulas, foram posteriormente extrapolados para as mais diversas situações clínicas, ocasionando um aumento do número de casos implantados².

Quando da utilização de implantes osseointegrados para a reposição de elementos dentais unitários ocorre uma mudança na exigência do comportamento biomecânico do conjunto implante-pilar protético. Nesta situação, busca-se uma união mais estável capaz de resistir às forças oclusais e aos seus vetores de força resultantes. A atual busca da implantodontia está no aprimoramento dos sistemas de implantes com o intuito de reduzir ao máximo a ocorrência das falhas tanto estruturais quanto mecânicas³, e dentro desta tendência, diferentes sistemas de conexões implante-pilar protético foram desenvolvidos e disponibilizados comercialmente para uso clínico. Novas pesquisas para melhor avaliação e entendimento de suas características biomecânicas, especialmente quando submetidos às condições da cavidade bucal, necessitam ser efetuadas^{3,4}.

As falhas em reabilitações com o uso de implantes osseointegrados podem ser de origem biológica ou mecânica. As biológicas podem ocasionar a perda da osseointegração ou perda óssea peri-implantar. Dentre as mecânicas, as mais recorrentes reportadas na literatura são a fratura do implante, fratura do pilar e perda do torque do parafuso de fixação e/ou fratura do parafuso do pilar protético⁵.

O aprimoramento das técnicas cirúrgicas em implantodontia tornou a obtenção de osseointegração um processo muito previsível⁶. No entanto, complicações técnicas nas restaurações protéticas, como fraturas e

afrouxamentos de componentes de implantes, podem limitar o tempo de vida de uma reconstrução implanto-suportada⁶. Numerosos estudos têm demonstrado que o desaparafusamento de pilares protéticos constitui umas das complicações mais freqüentes que requerem reintervenção clínica^{5,7,8,9}. A perda do torque do parafuso do pilar protético, principalmente em casos de próteses cimentadas unitárias, onde muitas vezes é necessária a destruição da peça protética para se ter acesso ao parafuso, constitui-se em um grande inconveniente e prejuízo clínico, e aliado a isso, em implantes colocados mais infra-ósseos, essa perda de torque pode gerar desconforto ao paciente e inflamação nos tecidos moles adjacentes¹⁰. A necessidade de um desenho de implante que ofereça um maior grau de estabilidade biomecânica tem sido reconhecida como algo essencial. Sob condições funcionais, os implantes osseointegrados são submetidos às cargas altamente complexas de diferentes durações, direções e magnitudes. A longevidade das próteses está relacionada à estabilidade dos componentes mecânicos dentro do complexo implante-pilar protético-coroa protética³.

Os diferentes desenhos de conexão implante-pilar protético disponíveis comercialmente (conexão hexagonal externa, interna e cônica) apresentam características estruturais bastante distintas entre si, o que pode determinar maior ou menor estabilidade biomecânica destas conexões quando submetidas às forças mastigatórias¹¹.

É entendido por alguns pesquisadores que na conexão tipo cone Morse as cargas funcionais resultantes da mastigação do bolo alimentar são melhores distribuídas aos componentes do sistema restaurador pelo desenho cônico que esta apresenta, permitindo assim uma retenção estável dos componentes pelas forças friccionais presentes¹². No desenho de implantes de hexágono externo, o parafuso do pilar protético é o principal responsável pela manutenção da integridade do complexo implante-pilar protético sob cargas funcionais¹³. No sistema hexágono interno, o parafuso do pilar protético também é o principal responsável pela manutenção da integridade da conexão implante-pilar protético sob cargas funcionais, apresentando um padrão de distribuição de forças parecido com o do sistema hexágono externo quando submetido a cargas verticais¹⁴. Entretanto, estudos reportaram uma distribuição

de forças mais difundida internamente no implante no sistema hexágono interno comparado ao externo quando este é submetido a forças horizontais¹⁴.

A pré-carga, nome dado para a tensão interna no parafuso do pilar protético gerada pós-torque específico de apertamento, constitui-se em um determinante direto da força de selamento do sistema de união implante-pilar, e sua manutenção sob função é um fator mecânico indispensável à estabilidade de todo complexo¹⁰. Essa tensão é induzida ao parafuso do pilar protético quando o torque de apertamento é aplicado, causando um “alongamento” deste parafuso e criando conseqüentemente uma força de atração entre o pilar protético e o implante, pela memória elástica do material do parafuso¹⁵. A magnitude da pré-carga obtida apresenta relação direta com o torque aplicado, mas tal magnitude é influenciada também pelo material componente das partes em questão, desenho da rosca do implante e parafuso, desenhos da conexão protética bem como da rugosidade da superfície dos materiais dos componentes¹⁵. Se a tensão (pré-carga) diminui abaixo de níveis críticos, a estabilidade do complexo implante-pilar protético será comprometida, o que resultará clinicamente no afrouxamento e/ou fratura do parafuso^{16, 17}.

Outro indicador bastante relevante para a avaliação da estabilidade das conexões implante-pilar protético são os valores de torque de remoção dos parafusos de fixação. O valor de torque reverso (torque de remoção) é assumido como sendo o valor da pré-carga remanescente no parafuso após ensaio de fadiga – função¹⁸. Valores de torque de remoção próximos ou superiores aos valores de torque inicial indicam um bom prognóstico para as conexões em questão. A razão crucial para a perda do pilar protético do implante em uma conexão é a perda da pré-carga do parafuso do pilar protético e o resultante desaparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso^{19, 20}.

O conhecimento sobre os valores de pré-carga e os valores de torque de remoção dos diferentes sistemas de conexão implante-pilar protético após o ensaio de fadiga é de grande relevância clínica, uma vez que a estabilidade de tais conexões após expostas às condições funcionais mostra-se essencial para o sucesso do tratamento em implantodontia. O sucesso ao

longo prazo de restaurações implantossuportadas unitárias depende, em grande parte, de uma estável conexão entre a restauração protética e o corpo do implante^{20, 21}. A investigação dos sistemas de conexões mais estáveis faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes possa ser o mais indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível.

Sistemas de conexão cônica ou comercialmente chamados de cone Morse apresentam características favoráveis de comportamento biológico no que diz respeito à perda óssea peri-implantar²². Mas poucos são os estudos de longo prazo sobre comportamento biomecânico sob função mastigatória deste tipo de conexão, além de reportadas diferenças inerentes a esta conexão quanto ao quesito procedimentos protéticos de restauração das mesmas, que faz com que clínicos habituados aos sistemas hexagonais tenham receio a migrar de sistema²³.

Mudanças no design do sistema Cone Morse introduzidas comercialmente^a com o intuito de facilitar procedimentos protéticos sugerem alterações na estabilidade do complexo implante-pilar protético. A introdução de um índice hexagonal de posicionamento entre pilar e implante poderia melhorar a estabilidade biomecânica do conjunto, atuando na resistência a forças rotacionais geradas durante a mastigação além da própria fricção entre as paredes cônicas do sistema.

Assim sendo, o presente estudo tem o objetivo de comparar valores de pré-carga e torque de remoção pós-ciclagem mecânica do novo design de implantes conexão cone Morse com índice de posicionamento, verificando possíveis vantagens biomecânicas de sua utilização.

^a Neodent[®], Curitiba, PR, Brasil.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FALHAS EM PRÓTESES IMPLANTOSSUPOORTADAS

Observações clínicas têm demonstrado que as maiores causas de falhas em implantes osseointegrados são de origem biológica, deficiências na osseointegração e complicações envolvendo os tecidos moles circunvizinhos aos implantes (periimplantites e perimucosites) e seguido a essas as complicações mecânicas. Entre as complicações mecânicas destacam-se a perda de torque do parafuso e fratura do parafuso e pilar protético, sendo a perda de torque do parafuso o achado mais usual na clínica diária²⁴.

Quando as cargas funcionais ou parafuncionais excedem as tensões geradas pela pré-carga durante o torque de apertamento dos parafusos pode ocorrer o afrouxamento e/ou a fratura destes e dos componentes protéticos⁵. As principais causas para que isso ocorra são: falta de precisão de adaptação, torque inadequado de inserção, ausência de estabilidade posicional, relações oclusais que possam gerar sobrecarga e incompatibilidade de materiais²⁵.

A intensidade das forças oclusais e hábitos parafuncionais podem ter efeito negativo na estabilidade dos componentes dos implantes, especialmente se as forças não forem distribuídas no longo eixo axial dos mesmos²⁶.

O uso de próteses parciais fixas com extensões em *cantilever* é um exemplo de situação onde a direção das forças mastigatórias não é distribuída ao longo eixo do implante, o que deveria gerar uma sobrecarga ao sistema. Em uma revisão sistemática da literatura Aglietta et al.²⁷ não conseguem correlacionar essa prática ao um maior índice de falhas estruturais, em outra revisão sistemática da literatura sobre o mesmo assunto Zurdo et al.²⁸ concluem que se têm poucos dados para chegarem a conclusões, e que,

embora não haja evidências científicas fortes, o uso de *cantilevers* pode sim aumentar o risco de falhas, necessitando de mais estudos para tal afirmação.

Em um estudo prospectivo multicêntrico Henry et al.²⁹ acompanharam 92 pacientes com um total de 107 implantes e relataram que a intercorrência mais freqüente durante o primeiro ano de uso das próteses foi a perda de torque do parafuso.

Adel et al.⁷ em um trabalho de 15 anos de observação escreve ser o afrouxamento do parafuso uma das mais comuns falhas mecânicas encontradas e salienta ser muito mais freqüente após 5 anos das próteses em função.

A perda de torque do parafuso é relatada em diversos estudos clínicos, Zarb e Scmitt³⁰ relataram 21% de incidência de afrouxamento e/ou fratura de parafuso, Simon³¹ reporta a incidência de 7,4% de problemas referentes aos parafusos, Priest³² 7,1% de perda de parafusos, sendo essa a falha predominante em seu estudo, e Bianco et al.³³ dizem os parafusos serem responsáveis por 35% de todas as complicações em próteses sobre implante.

Em uma revisão sistemática da literatura que investigou a incidência de afrouxamento do parafuso do pilar protético em restaurações unitárias com a utilização de diversos sistemas de conexão implante-pilar protético concluíram ser esse um evento raro, com menos de 3% de incidência, principalmente após modificações estruturais dos componentes que permitem um maior torque de inserção e conseqüentemente uma maior pré-carga²³.

2.2 TESTE DE FADIGA

Fadiga é um dano progressivo, localizado e permanente que ocorre a uma estrutura sujeita a repetidas forças. Testes “*in vitro*” de fadiga são incapazes de reproduzir a complexidade das forças que atuam clinicamente,

não podendo seus resultados ser transpostos diretamente para a clínica, contudo podem servir como bons indicativos dentro de suas limitações²⁴.

Enquanto os relatórios de ensaios clínicos de fratura de componentes protéticos e de implantes devido a fadiga são relativamente escassos, a literatura pode estar subestimando a sua prevalência. Estudos clínicos disponíveis na literatura são em sua maioria limitados a 05 anos de *follow-up*, mesmo alguns estudos demonstrando que o índice de falhas sobe consideravelmente principalmente a partir do quinto ano³⁰.

Já nos testes *in vitro*, de resistência de implantes e componentes protéticos, os protocolos variam bastante entre as publicações na literatura, o que torna difícil a comparação de seus resultados. Alguns estudos testam implantes dentários usando cargas com carregamento monotônico^{34, 35}, enquanto outros usam cargas cíclicas³⁶. O uso do carregamento monotônico parece ser muito pouco relevante clinicamente, pois falhas mecânicas em odontologia são mais relacionadas a um processo de longo prazo com repetidas cargas de baixa intensidade e não a uma sobrecarga aguda³⁷.

Na literatura encontram-se testes *in vitro* com variações muito significativas entre as metodologias aplicadas. Quanto à direção de forças encontra-se desde cargas cêntricas, paralelas ao longo eixo do implante, até cargas perpendiculares ao longo eixo do implante (90 graus). Também, a magnitude de força varia de 30N a 300 N, e sua freqüência aplicada de 1 a 11 Hz¹⁶. Já o número de repetições de carregamentos varia entre 16.000 e 5.000.000 ciclos³⁸. Tomando-se como possíveis valores de referência a média da força máxima de oclusão na região dos molares variando de 35 a 330 N, a freqüência média de mastigação de um ser humano sendo em torno de 1,25 Hz³⁹ e que 500.000 ciclos equivaleriam a 6 meses de vida útil de mastigação um adulto⁴⁰, muitos estudos apresentam pouca relação com a realidade clínica.

Um protocolo padronizado para testes de fadiga em implantes foi desenvolvido em 2003 por um painel de especialistas acadêmicos e da indústria para a Organização Internacional para Padronização (ISO 14.801). As recomendações ISO foram projetadas para um implante unitário

testado sob as mais exigentes condições clínicas⁴¹. Tal padronização permite a cobrança de exigências mínimas de comportamento mecânico e comparações entre sistemas testados sobre um mesmo protocolo de testes³⁷.

2.3 PRÉ CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO

A estabilidade biomecânica do conjunto implante-pilar protético é de fundamental importância para a longevidade das restaurações implantossuportadas. Para isso, destaca-se a importância da aquisição de adequados níveis de pré-carga durante o torque de inserção do parafuso, porém essa união precisa ser mantida mesmo após o sistema ser submetido a condições de fadiga, sendo os valores de torque de remoção um importante indicativo da pré-carga remanescente após ensaios de ciclagens²⁰.

Weinberg⁴² relata que o parafuso necessita manter um torque de 10 N, como pré-carga residual, para manter a superfície entre o pilar e a prótese suficientemente apertada. Um pobre assentamento da interface pilar/prótese poderá gerar mais estresse no parafuso do que seu desenho possa suportar, podendo levar a fratura do parafuso.

O assentamento passivo dos hexágonos é crítico para a estabilidade ao longo do tempo da restauração protética, visto que a prótese unitária é estabilizada através do hexágono coronal do implante⁴³. A falta de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato íntimo no momento em que a pré-carga é aplicada, sendo assim, o parafuso passa a receber toda a carga mastigatória, tendo seu tempo de resistência à fadiga reduzido⁴⁴.

Binon^{45, 46}, em estudos sobre os aspectos biomecânicos dos parafusos, afirmou que um deficiente aperto dos parafusos, próteses inadequadas, pouca adaptação dos componentes, carga excessiva, falta de assentamento dos parafusos, desenho inadequado do parafuso e a elasticidade do osso contribuem para a instabilidade dos parafusos. De acordo

com o autor, para se ter uma união estável, valores de torque recomendados em vários tipos de componentes devem ser seguidos. Além disso, afirmou que a adaptação passiva é essencial para que não ocorra micro movimentos e instabilidade do complexo que poderia gerar perda de torque do parafuso, com conseqüente perda da pré-carga.

Sutter et al.⁴⁷ afirmaram que o parafuso deve ser considerado como uma parte importante do desenho da supra-estrutura dos implantes e não como um elemento isolado, acreditando que os problemas relacionados a este envolvem principalmente a qualidade e desenho da conexão entre o implante e o pilar. Relata que entre o torque de aperto e o torque de afrouxamento está a diferença principal. Segundo ele no desenho do parafuso tradicional o torque de afrouxamento é de 10% menor que o torque de aperto enquanto que no parafuso cônico, utilizado no sistema cone Morse, o torque de afrouxamento é 10 a 20% maior que o torque de aperto.

O afrouxamento dos parafusos pode ser entendido como um mecanismo simples, ocorrendo quando as forças de separação, que tentam separar o complexo implante-pilar protético, são maiores que as forças que mantêm as partes unidas, também chamadas de forças de aperto ou união. Sendo assim, se deve maximizar as forças de aperto e minimizar as forças de separação, ou seja, para conseguir uma união segura, os parafusos devem ser tensionados para produzir uma força de aperto maior que a força externa que tenta separar a união. Para tanto, o mais importante é a força de aperto inicial desenvolvida pelo aperto do parafuso. A resistência da união é mais afetada pela força de aperto que pela resistência a tensão dos parafusos. A força de aperto é proporcional a força de torque. Um torque baixo pode permitir a separação das partes unidas, assim como um torque maior pode causar a falha do parafuso ou um desgaste das roscas. No momento da aplicação do torque, é gerada uma força dentro do parafuso chamada pré-carga, que é a carga inicial do parafuso em tensão. A pré-carga desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores⁴⁸:

1- Torque aplicado

- 2- Liga do parafuso
- 3- Desenho da cabeça do parafuso
- 4- Liga do pilar
- 5- Superfície do pilar
- 6- Lubrificante

Existem dois fatores que limitam a quantidade de torque que pode ser aplicada: o limite de resistência mecânica do parafuso e o modo como o torque é aplicado. A máxima pré-carga é obtida antes de ocorrer à falha, conseqüentemente um ótimo torque de aperto pode ser calculado utilizando 75% do máximo valor obtido até a falha; para que uma ótima força de aperto pode ser desenvolvida com mínimo risco de fratura do parafuso⁴⁸.

Jaarda, Razzoog e Gratton⁴⁹, relataram que o constante afrouxamento dos parafusos também pode ser atribuído a um torque inadequado. Os autores avaliaram a influência do operador na quantidade e consistência de torque obtido através do aperto manual dos parafusos protéticos de implantes. Concluíram que os indivíduos com pouca experiência em implantes não foram capazes de dar o torque necessário aos parafusos; indivíduos com experiência em implantes tenderam a gerar mais torque que o recomendado; nenhum dos indivíduos apresentou consistência na aplicação do torque; se o conceito de torque ideal e pré-carga são válidos, os clínicos devem usar algum tipo de dispositivo eletrônico de torque para assegurar a obtenção de um torque consistente.

2.4 COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DAS DIFERENTES CONEXÕES

Binon⁵⁰ realizou uma classificação da extensa variedade de implantes disponíveis, baseando-se na forma de conexão entre pilar-implante, apesar de haver mais de 20 tipos diferentes de configurações desta interface,

dois grandes grupos de conexão são conhecidos: conexão externa e conexão interna. Essas são caracterizadas pela presença ou não de uma configuração geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. As conexões podem também se caracterizar por ser uma união que permite o movimento de deslize, onde existe um pequeno espaço entre as partes para permitir a conexão passiva; ou como uma união por fricção, onde não existe espaço entre os componentes e as partes são forçadas uma contra a outra para se adaptarem, como no sistema cone-cone. A superfície de união também pode apresentar uma geometria que inclua uma configuração de resistência rotacional ou estabilização lateral. Sendo assim, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, *spline*, entre outros. De acordo com o autor, conexões internas na qual o parafuso recebe pouca carga e as superfícies do pilar estão em íntimo contato com as paredes do implante, para resistir à micro movimentos, resultam em uma interface mais estável. Em relação aos componentes, uma ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas melhoradas e uma aplicação de torque adequado, são determinantes na estabilidade da interface.

Maeda, Satoh e Sogo¹⁴ descreveram algumas comparações entre sistemas de hexágono externo e hexágono interno. O hexágono externo tem como vantagem a compatibilidade entre diferentes sistemas, mecanismo anti-rotacional e recuperabilidade, acessível para o método de 2 estágios. As desvantagens são os micros movimentos devido ao tamanho do hexágono, mais alto centro de rotação o qual conduz a uma menor resistência para movimentos rotacionais e laterais e *gaps* que provocam perda óssea. Já o hexágono interno tem como vantagens a fácil conexão do *abutment*, maior estabilidade e anti-rotação por causa da área mais ampla da conexão e adaptada para restauração de dente unitária, mais alta resistência para cargas laterais devido ao mais baixo centro de rotação e melhor distribuição das forças. Por outro lado, tem como desvantagens a parede lateral do implante mais fina na parte da conexão e dificuldade no ajuste da divergência no ângulo entre implantes.

No *design* do sistema cone Morse, seu princípio básico encontra-se na forma de fechamento através da fricção entre as paredes, denominado também de solda fria, e este mecanismo, referido como um travamento geométrico é considerado responsável pela proteção da conexão sob cargas funcionais. Devido a esse desenho, uma alta pressão normal é mantida na área de contato, permitindo retenção estável pelas forças friccionais¹². Sob o ponto de vista da engenharia esse tipo de conexão que encontramos no mercado não se trata de uma conexão tipo Cone Morse, pois esta é feita sem o auxílio de parafusos e com uma angulação máxima entre as paredes de 4 graus, entretanto comercialmente e no meio científico odontológico esse termo é aceito. Muitos autores reportam na literatura, que uma conexão interna cônica é mecanicamente mais estável que um hexágono externo ou outra conexão do tipo plataforma e que devido ao seu cone que penetra no interior do implante em média de 3,5 mm, estando em íntimo contato com as paredes desse, o sistema funciona biomecanicamente como um implante de corpo único^{12, 34, 47}.

Com o objetivo de clarear a diferença na distribuição do estresse da plataforma entre implantes com hexágono externo e com hexágono interno, Maeda, Satoh e Sogo¹⁴ fizeram um trabalho utilizando 3 implantes de 13mm de ambos os sistemas e fixados em base de acrílico. Extensômetros foram conectados a superfície do *abutment*, na superfície cervical do implante e na superfície apical do implante. Forças de 30 Ncm foram aplicadas no sentido vertical e horizontal. Os resultados obtidos na força vertical revelam que os valores foram maiores na região apical do implante, sendo que o valor mais alto foi no ápice do implante com hexágono interno. Entretanto, no hexágono externo, houve um valor mais alto na região cervical do implante. Não houve diferença estatisticamente significativa para testes com cargas verticais. Em relação aos testes com cargas horizontais, os resultados ocorreram da mesma forma, sendo que houve diferença estatisticamente significativa na cervical do hexágono externo e no ápice do hexágono interno. Concluíram que os implantes de hexágono interno obtiveram uma distribuição em direção ao ápice do implante de forma mais amplamente difusa em relação ao hexágono externo.

Cehreli et al.⁵¹ compararam o estresse entre sistemas de conexão externa e interna em implantes fixados em osso artificial, utilizando análise fotoelástica e extensômetros. Forças verticais e com 20° de inclinação de 100 e 150 Ncm foram aplicados nos corpos de prova. Padrões de franjas isocromáticas ao redor do implante foram observadas e fotografadas em um campo polarizado. Medidas nos extensômetros foram geradas e as principais induzidas em torno do implante foram calculadas. Nos resultados obtidos, observou-se que a franja isocromática de todos os tipos de implantes foi similar quando submetidos aos testes de carga vertical e de carga oblíqua de 20°. Os valores dos extensômetros foram mais baixos nos implantes Branemark em relação aos implantes Astra Tech e ITI, principalmente sob cargas verticais. Esses últimos tiveram tensões similares, entretanto tensões em implantes cônicos Astra Tech foram mais baixos sob forças verticais. Concluíram que tanto conexões externas quanto internas tiveram características de distribuição similares. A conexão implante/*abutment* não é um fator decisivo no que diz respeito ao estresse e a tensões em ossos artificiais.

Balfor e O'Brian⁵² compararam três sistemas de implantes com diferentes conexões protéticas em elementos isolados. As conexões utilizadas foram: hexágono externo, hexágono interno e octógono interno, com seus respectivos pilares protético. Estes foram submetidos a testes de torção, cargas compressivas e testes de fadiga através de ciclagens repetidas.

Para os testes de fadiga, os conjuntos implante / pilar foram submetidos a cargas cíclicas de 14 Hz em uma máquina de ciclagem onde a força era aplicada com uma angulação de 30° em relação ao longo eixo do implante, sendo registrado o número de ciclos de quando a falha foi evidente, diferentemente do teste de resistência a compressão e torção, onde a força era aplicada uma vez só, sendo aumentada sua intensidade até que houvesse a falha de um dos componentes. Nos testes de fadiga, os desenhos de hexágono e octógono interno tiveram resistência de 367 N e 400 N respectivamente, enquanto que no desenho de hexágono externo foi de 242 N; porém três amostras de hexágono externo se mantiveram estáveis após cinco milhões de ciclos, enquanto que dos desenhos de octógono e hexágono interno 1 e 2 amostras respectivamente foram estáveis⁵².

Dixon et al.³⁸ fizeram um estudo comparando três sistemas de implantes de diferentes fabricantes, determinando a flexão do complexo implante / pilar durante a aplicação de forças e a quantidade de torque necessária para afrouxar o parafuso do pilar. Os sistemas utilizados foram: implantes de hexágono externo, hexágono interno e octógono interno. Nestes implantes foram fixados pilares retos e angulados, sobre os quais coroas de 10 mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. O teste foi realizado através de cargas cíclicas com duração de 4.63 horas (16.667 ciclos) a 4 mm do centro do implante utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga desenvolvida para este estudo. Os parafusos foram apertados com um torque de 29 Ncm, sendo utilizado um de dois dispositivos de torque: Tohnichi 6BTG-A e Torque dyne. Não houve diferença estatisticamente significativa entre pilares retos e angulados. Na quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos depois da carga, obteve-se uma perda média de 2.97 Ncm no hexágono externo, de 1.62 Ncm no octógono interno e 5.58 Ncm no hexágono interno.

Khraisat, A. et al.³⁶ verificaram em um estudo o efeito do desenho na resistência a fadiga e no modo de falha de dois sistemas de implantes: Branemark e ITI, sendo que um tem hexágono externo e o outro possui uma conexão interna cônica com 8° de inclinação, respectivamente. Para tanto, sete implantes de cada grupo com 10 mm foram fixados em um bloco de resina acrílica. Ceraone e Solid Abutment foram cimentados nos implantes Branemark e ITI, respectivamente. Foi aplicada uma carga cíclica de 100 N perpendicularmente ao longo eixo em uma razão de 75 ciclos/min. Como os autores tinham como objetivo verificar a resistência a fadiga destes materiais durante 6 anos de função, foi estabelecido que os corpos de prova fossem submetidos a 1.800.000 ciclos. Para o grupo com implantes Branemark, os parafusos de ouro, em todos os corpos de prova, fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos. Para o grupo ITI, todos os corpos de prova não tiveram falhas até 1.800.000 ciclos. Sendo assim, houve uma alta diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Os autores concluíram que o efeito do desenho do sistema de conexão na resistência a fadiga e no modo de falha do implante ITI teve um resultado significativamente melhor em relação aos implantes Branemark.

Weiss, Kozak e Gross⁵³ determinaram se existe perda de torque depois de realizados ciclos de torque de aperto e de afrouxamento em varias repetições consecutivas, mesmo sem haver ciclagem, fadiga. Compararam sete diferentes sistemas de implante / pilar: cone Morse (ITI e Alpha-Bio); spline (Calcitek); conexão plana integral (Calcitek); hexágono externo (Steri-Oss e Branemark) e octógono interno (Omnilock). As conexões foram fixadas a um medidor de torque. Os parafusos receberam um torque de 20 Ncm por cinco segundos através de um torquímetro manual. Após dez segundos, realizou-se um torque de afrouxamento e registrado o valor obtido. Esse procedimento foi feito 200 vezes consecutivas. Os resultados obtidos mostraram uma progressiva perda de quantidade do torque aplicado quando realizado ciclos de torque de aperto e de afrouxamento em todos os sistemas testados, sendo encontradas diferenças significantes entre eles. Cone Morse e *spline* mantiveram maiores valores de torque de afrouxamento. A porcentagem de perda de torque imediato entre os sistemas foi de 3% a 20%; de 3% a 31% depois de cinco ciclos; e de 4,5% a 36% em 15 ciclos. Os dois sistemas cone Morse (ITI e Alpha-Bio) tiveram uma média de perda de torque imediato de 0,5 e 0,6 Ncm, respectivamente. O spline (Calcitek) teve uma média de 1,2 Ncm. Entretanto, o de sistema integral (Calcitek) teve uma perda de 2,6 Ncm. Em relação aos dois hexágonos externos (Steri-Oss e Branemark), a perda imediata foi de 3,4 e 6,2 Ncm, respectivamente. Por fim, o octógono interno (Omnilock) apresentou uma perda média de 6,5 Ncm. Depois de 200 ciclos de torque de aperto e afrouxamento dos primeiros quatro sistemas, baixaram o nível de torque para aproximadamente 15 Ncm, o Steri-Oss e o Omnilock para aproximadamente 12 Ncm e o sistema Branemark falhou em 32 ciclos. Os autores concluíram que para minimizar o afrouxamento dos parafusos, o número de aperto e afrouxamento nos procedimentos clínico e laboratoriais antes da fixação final deve ser reduzido.

Jack P et al.¹⁵ compararam quatro sistemas de implantes aferindo a perda de torque após 250.000, 500.000, 750.000 e 1.000.000 de ciclos, foi utilizada uma força de 200 N aplicada a 6 mm do eixo longitudinal do implante. Cada grupo foi composto por 10 implantes de cada sistema, todos com 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, inseridos em um bloco de resina

acrílica. O sistema Bio-Lok, conexão externa, foi o que apresentou maior estabilidade, os sistemas da Zimmer, conexão interna, e da Nobel Biocare, conexão externa, apresentaram valores intermediários e o sistema da Astra Tech, conexão interna, foi o que apresentou piores resultados. Contudo os autores concluem que mais importante que o desenho da conexão implante-pilar protético é o design do parafuso, parafusos com caule grosso permitem sim uma maior estabilidade ao sistema gerando menor perda de torque.

Khraisat A et al.¹⁶ com o objetivo de investigar o efeito das cargas laterais em um sistema de implantes de hexágono externo realizaram um ensaio onde 15 implantes do sistema Branemark foram divididos em 3 grupos: o grupo 1 seria o grupo controle e não receberia nenhum tipo de carga, o 2 receberia uma carga lateral cêntrica e o 3 uma carga lateral excêntrica, os dois últimos receberam uma carga de 50 N em 1.000.000 de ciclos. O grupo que recebeu carga excêntrica não apresentou diferença significativa do grupo controle (sem ciclagem), enquanto que o com ciclagem cêntrica apresentou maior percentual de perda de torque.

Ribeiro CG et al.²⁴ avaliaram a resistência a fadiga de três sistemas de conexão de implante-pilar protético, hexágono externo, hexágono interno e cone Morse, todos da marca Conexão. O grupo do hexágono externo apresentou resultados superiores aos demais grupos que não diferiram entre si significativamente.

Em uma revisão sistemática da literatura Theoharidou A et al.²³ investigaram a incidência de afrouxamento do parafuso do pilar protético em restaurações unitárias, comparando conexões externas e internas. Os resultados dessa análise demonstraram que o afrouxamento de parafuso é um evento raro, independente da geometria da conexão utilizada, desde que apresentem artifícios antirotacionais e torques adequados. Estando em acordo com diversos estudos *in vitro* que demonstravam essa tendência tanto para conexões internas quanto para conexões externas após a melhoria do *design* e material dos parafusos que permitiram uma maior pré-carga.

Santafé et al.²⁰ com o intuito de esclarecer qual dos sistemas de encaixe implante-pilar protético se apresenta mais estável mesmo após a ciclagem testou o hexágono externo, hexágono interno e cone Morse, medindo a pré-carga antes da ciclagem, durante o torque de inserção, e o torque de remoção após a ciclagem. Foi constatado no estudo que apesar de a conexão Morse apresentar o maior valor de pré-carga, apresentou um menor torque de remoção após a ciclagem mecânica, indicando que o sistema não apresentou estabilidade funcional.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Verificar a estabilidade biomecânica e o desempenho *in vitro* do conjunto implante-pilar protético de implantes Cone Morse utilizando pilares com e sem o índice de posicionamento.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3.2.1 Mensurar o valor da pré-carga no parafuso do pilar protético nos grupos de implante-pilar protético com e sem o índice de posicionamento utilizando extensimetria.

3.2.2 Mensurar os valores de torque de remoção, após ciclagem mecânica, de parafusos do pilar protético nos grupos de implante-pilar protético com e sem o índice de posicionamento.

4 HIPÓTESE

Hipótese nula: os dois sistemas de conexão implante-pilar protético (cone Morse com e sem índice de posicionamento), apresentam os mesmos níveis de pré-carga e, depois de submetidos a ensaio de fadiga, os mesmos valores proporcionais de torque de remoção.

5 MATERIAIS E MÉTODO

5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO

O presente estudo foi desenvolvido em parte no Laboratório de Engenharia Mecânica e Automotiva da Universidade Luterana do Brasil (ULBRA), e, nas fases referentes ao preparo da amostra e à ciclagem mecânica, no Laboratório de Pesquisas do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS).

5.2 AMOSTRA E PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para o desenvolvimento deste estudo foram utilizados 20 implantes, todos do sistema cone Morse com índice de posicionamento de 3,75 mm de diâmetro e 11 mm de altura (lotes 800032622 e 800032722), e seus respectivos pilares protéticos da marca Neodent^b (Figuras 1 e 2). Os pilares utilizados foram 10 pilares Munhão Universal CM Exact®, com parafuso passante (lote 800025595 e 800028364), e 10 pilares protéticos Munhão Universal CM®, pilares ditos sólidos sem parafuso passante (lote 80003019). Todos os pilares retos com indicação para prótese unitária cimentada com pescoço de 1,5 mm de altura, diâmetro de 4,5 mm e altura de corpo de 6 mm (Figura 3).

^b Curitiba, Paraná, Brasil.

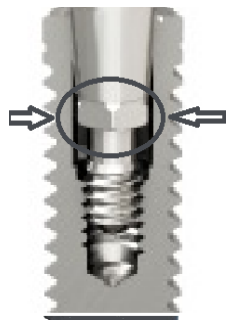


Figura 1 Cone Morse Com Índice de Posicionamento, Corte sagital demonstrando a interface implante-parafuso pilar protético, circulado o índice de posicionamento.
Fonte: Site da Neodent®, www.neodent.com.br



Figura 2 Cone Morse Sem o Índice de Posicionamento Corte sagital demonstrando a interface implante-parafuso do pilar protético.
Fonte: Site da Neodent®, www.neodent.com.br



Figura 3: À esquerda munhão universal Exact com índice de posicionamento e à direita munhão universal sólido.

Fonte: o autor (2012).

Os 20 corpos de prova foram confeccionados utilizando-se tubos de PVC, da marca Tigre^c, e como material de ancoragem para os implantes foi utilizada resina acrílica auto-polimerizável JET – Clássico^d. Além destes, placa de vidro, vaselina sólida, espátula de cera Duflex SS White^e, cera 7

^c Joinville, SC, Brasil.

^d Campo Limpo Paulista, SP, Brasil

^e Juiz de Fora, MG, Brasil

Technew^f, o complexo implante-pilar protético, coroa metálica, além de um posicionador projetado para garantir uma padronização da posição dos implantes nos tubos de PVC foram utilizados.

Os implantes foram incluídos verticalmente nos cilindros, entretanto, esses cilindros encontravam-se em um plano inclinado de 30°, de modo que quando os corpos de prova fossem levados posteriormente a ciclagem os implantes estariam angulados em 30 +/- 2°, conforme padronização ISO 14.801. Para isso, foi elaborado um plano inclinado em 30° com encaixe para receber o corpo de prova (tubo de PVC) deixando-o estável durante a inserção do implante (Figura 4). Fixado a esse plano, uma guia para colocação do implante paralelo ao eixo do solo contendo um orifício com o mesmo diâmetro do implante, mas com diâmetro menor que a porção superior do seu montador foi utilizada, de modo que os implantes obedecessem a um mesmo eixo de inclusão, mesma inclinação e mesma profundidade no cilindro de PVC.



Figura 4: Posicionador de implantes utilizado, com inclinação de 30° em relação ao solo.

Fonte: o autor (2012).

^f Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

Tubos de PVC de 15 mm de altura por 25 mm de diâmetro, tamanho compatível com os suportes para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000, ER2065, foram preparados e preenchidos com resina acrílica para a imersão de 8 mm do comprimento total do implante. Após a inserção do pilar, os 3 mm restantes foram preenchidos com cera. Os tubos foram primeiramente preenchidos com resina acrílica e após inseridos no posicionador para então ocorrer a inserção do implante ainda nas fases iniciais de polimerização do acrílico. Cada tubo foi preparado individualmente (Figura 5).

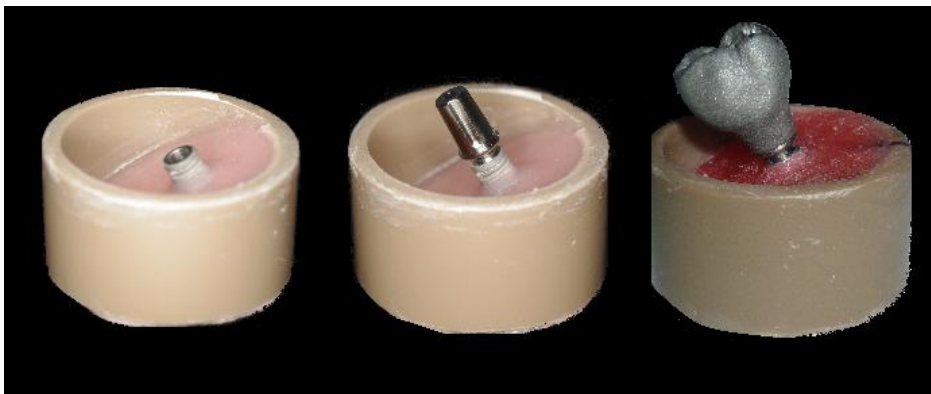


Figura 5: Da esquerda para direita: implante inserido no tubo de PVC com resina, inserção do pilar, preenchimento com cera e coroa metálica em posição.

Fonte: o autor (2012).

5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

Uma vez confeccionados os corpos de prova, os mesmos foram posicionados um a um na célula medidora de carga. A célula medidora de carga tem por função permitir a leitura dos valores de pré-carga durante o torque de inserção do pilar, para facilitar essa aferição e a inserção da chave protética foi confeccionado um apoio com angulação de 30° para cada corpo de prova, visto que estes continham um implante na mesma angulação, podendo assim a chave ser inserida perpendicularmente ao plano da base da célula de carga (Figura 6A).

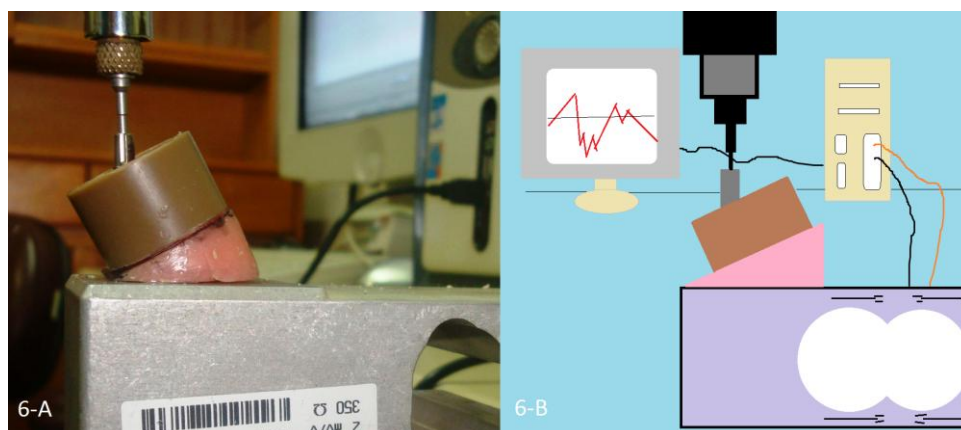


Figura 6-A: Chave sendo inserida no pilar protético perpendicularmente a célula de carga.

Figura 6-B: Esquema simplificado do teste, onde marrom é o tubo de PVC contendo o implante e o pilar, em rosa o posicionador para o corpo de prova, em cinza, onde se apóia o posicionador, a célula de carga, e ao fundo o computador que faz a leitura das variações de tensões geradas com o torque.

Fonte: o autor (2012).

Foi utilizada a Célula de carga REACCION CTMB-100 produzida pela Flexar ITX Instrumento de pesagem Ltda⁹ (Figura 6B).

5.4 CALIBRAGEM, AFERIÇÃO E CONVERSÃO DA PRÉ-CARGA

Após os corpos de prova e suas bases serem fixados a célula de carga com Éster de Cianoacrilato, foram realizadas medições da pré-carga durante a aplicação do torque. O torque em cada grupo foi dado de acordo com as orientações do fabricante, sendo que os Munhões Universais Exact® receberam um torque de 15 Ncm utilizando a chave hexagonal de diâmetro 0.9 mm, e os Munhões Universais® um torque de 32 Ncm, com a utilização de uma chave hexagonal de diâmetro 1.2 mm, ambas fabricadas pela empresa

⁹ São Paulo, São Paulo, Brasil.

Neodent^h. Foi utilizado para tal um torquímetro axial digital (Faixa nominal 15 a 150 Ncm, resolução 0,1 Ncm, Torqueleaderⁱ, modelo TSD150. Tipo I, classe E. N° de fabricação 117317). O torquímetro foi calibrado, previamente ao experimento, pela norma de referência ISO 6789:2003, apresentando um erro médio de 0,79%.

Inicialmente, a célula de carga utilizada nos ensaios foi calibrada utilizando pesos padrão. Esta célula de carga é composta por 4 extensômetros de resistência elétrica (*strain gages*) de 350 ohms posicionados em lados opostos para evitar influência de fatores indesejáveis como temperatura e forças em outras direções que não aquelas de interesse. Os sensores da célula foram alimentados com uma tensão constante de 5 V. A aplicação do carregamento foi medido através da variação de tensão elétrica em mV através de um sistema de aquisição de dados PcLab da NOVUSⁱ. Após a leitura de cada sinal os valores obtidos foram convertidos em valores de força(N). Em cada ensaio o sistema foi zerado antes da aplicação da carga e o sinal foi captado até a retirada total da carga sempre anotando o valor de maior carregamento para cada procedimento. Esta metodologia foi repetida para cada um dos corpos de prova (Figura 7).

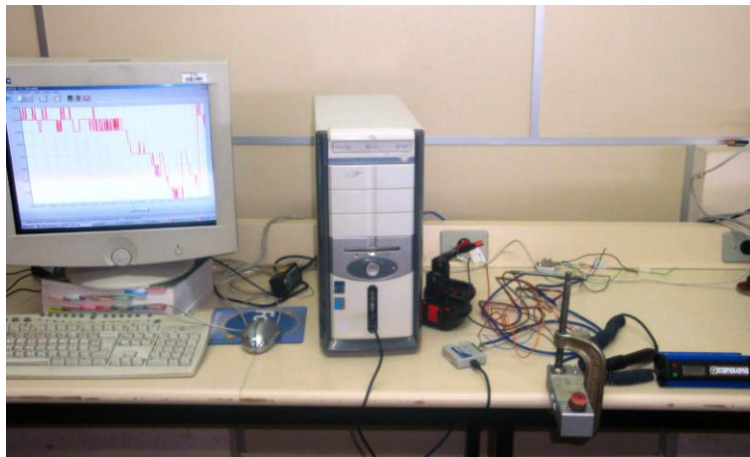


Figura 7: Ensaio de medição no laboratório de engenharia mecânica e automotiva.

Fonte: o autor (2012)

^h Curitiba, Paraná, Brasil.

ⁱ San José, Califórnia, Estados Unidos da América.



Figura 8: célula de carga utilizada, observar 2 extensômetros (onde estão as flechas) de resistência elétrica (strain gages) de 350 ohms, os outros ficam no lado oposto.
Fonte: o autor (2012).

5.5 CICLAGEM MECÂNICA

Uma vez registrados os valores de pré-carga, o conjunto implante-pilar protético foi removido da célula de carga, recebendo uma coroa protética metálica confeccionada em níquel-cromo encaixada sobre pilar com uma camada de vaselina sólida. O conjunto completo foi então posicionado no suporte da amostra do Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000, ER2065, que se encontra no Laboratório de Pesquisas do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS. As coroas metálicas foram padronizadas através do enceramento de um padrão com cera para fundição com anatomia correspondente a um segundo molar superior permanente sobre o análogo do munhão universal, que serviu para a confecção de um molde com silicona de adição, a partir do qual foram realizadas todas as demais coroas. Foram confeccionadas 20 coroas metálicas, utilizando cilindros de munhão universal calcinável para a fundição de todas as coroas, a fim de assegurar uma adequada adaptação das mesmas. As coroas utilizadas como transferidores de carga respeitaram uma distância de 11 mm com relação à face de ancoragem, o dispositivo para a aplicação da carga deve respeitar a norma ISO 14801, estando angulado em 30° em relação ao longo eixo do implante (Figura 9).

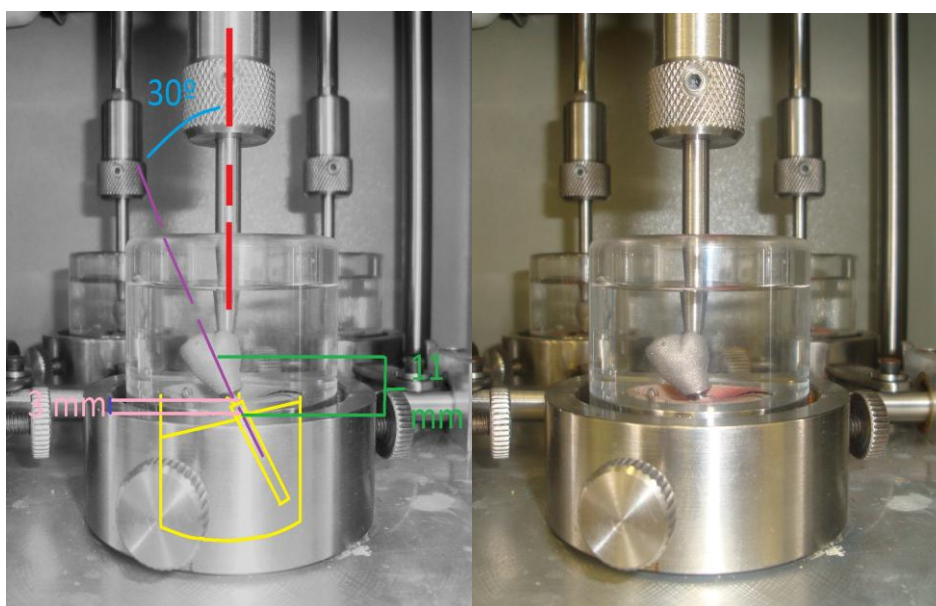


Figura 9: à esquerda esquema de confecção dos corpos de prova da ISO 14.801, à direita o corpo de prova instalada no Simulador de Fadiga.

Fonte: o autor (2012).

As coroas metálicas foram confeccionadas pelo Laboratório de Prótese Dentária Atelier do Sorriso situado em Porto Alegre-RS/ Brasil, com liga metálica à base de níquel-cromo Jelbond Super Jelenko^j. Após o enceramento e a fundição de todas as coroas metálicas, essas foram posicionadas sobre os pilares protéticos que foram devidamente isolados com vaselina sólida previamente.

Os 20 corpos de prova foram divididos em dois grupos de dez conforme o sistema de pilar utilizado, já completos com suas respectivas coroas metálicas foram testados simultaneamente no simulador de fadiga, imersos em solução isotônica de Cloreto de Sódio a 0,9% (Linhamax®, Segmenta Farmacêutica LTDA, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), simulando pressão e desgaste¹⁵.

Foi aplicada carga dinâmica de aproximadamente 110 N por um total de 500.000 ciclos em uma frequência de 60 ciclos por minuto para cada grupo.

^j San Diego, Estados Unidos da América.

Os ciclos foram do tipo regular, isto é, ciclos repetitivos com todas as características constantes, inclusive velocidade constante durante cada teste (Figura 10).



Figura 10: corpos de prova inseridos no Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS.

Fonte: o autor (2012).

5.6 TORQUE DE REMOÇÃO

Ao final dos 500.000 ciclos do ensaio de fadiga, os conjuntos implante-pilar protético-coroa foram removidos dos suportes para amostra da máquina de testes e, um a um, tiveram seus valores de torque de remoção mensurados. Para tais medições, os corpos de prova foram individualmente presos a uma morsa, e o mesmo torquímetro axial digital que foi utilizado para a aplicação do torque de fixação inicial foi utilizado para obtenção dos valores do torque de remoção. Junto ao torquímetro foi utilizada uma chave hexagonal com diâmetro de 1,2 mm e uma com diâmetro 0.9 mm, ambas da empresa Neodent^k, conforme o pilar (Figuras 11A a 11C).

^k Curitiba, Paraná, Brasil.

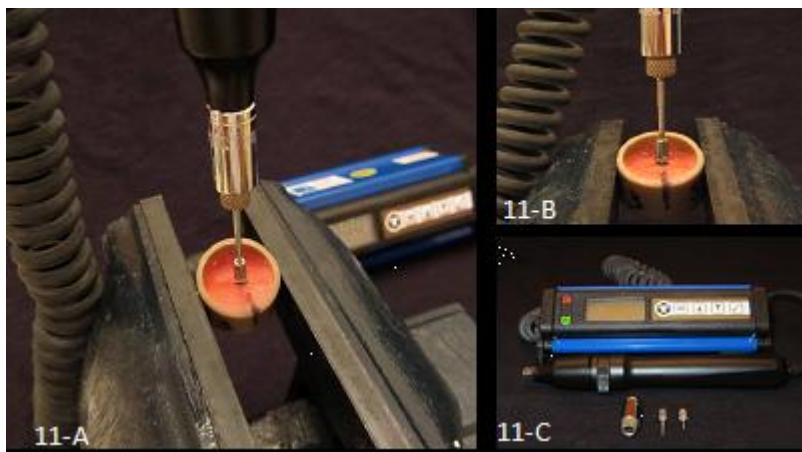


Figura 11- A: Detalhe do conjunto morsa, corpo de prova e torquímetro digital.

Figura 11-B: Detalhe do corpo de prova preso a morsa recendo o torque de remoção.

Figura 11-C: Torquímetro com o adaptador para as chaves hexagonais e as chaves.

Fonte: o autor (2012).

5.7 MÉTODO ESTATÍSTICO

Os valores de pré-carga observados em cada grupo foram comparados entre si, a fim de alcançar através da estatística o nível de pré-carga obtida em cada grupo. Assim como os valores de torque inicial *versus* os valores de torque de remoção pós-ciclagem do mesmo grupo.

Essa diferença entre os valores de torque nos diferentes momentos serviu para a medição do percentual de perda de torque, a fim de podermos comparar nossos achados com diferentes sistemas de conexão implante-pilar protético com diferente valores de torque inicial recomendado pelo fabricante.

O *software* de análise estatística SPSS (*Statistical Package for the Social Science*) foi utilizado para a realização das análises dos dados obtidos.

Tanto a diferença absoluta (torque de inserção – remoção) como a diferença relativa (diferença absoluta / torque inserção) apresentaram distribuição normal pelo teste de Kolmogorov-Smirnov.

O torque de remoção bem como a diferença média entre o torque de remoção e de apertamento dos parafusos foi comparado pelo teste não-paramétrico de Wilcoxon para amostra pareadas.

As diferenças, absoluta e relativa, entre o torque de inserção e de remoção entre os grupos foram comparadas pelo teste t-student. As diferenças entre pré-carga obtidas entre grupos foi calculada também pelo teste t-student para amostras independentes.

6 RESULTADOS

6.1 TORQUE DE REMOÇÃO INTRA-GRUPOS.

Os dois grupos foram analisados separadamente comparando a média de torque de inserção e a média de torque de remoção. Em ambos os grupos os valores médios de torque de remoção foram significativamente menores que os valores médios de torque inserção ($p=0,005$) (Tabela 1).

Tabela 1: Comparação entre o torque de remoção e o torque de inserção intra-grupos

Grupos		Torque Inserção	Torque Remoção	p
Com Índice	Média	15,10 Ncm	7,14 Ncm	0,005
	Desvio Padrão	0,22 Ncm	2,20 Ncm	
Sem Índice	Média	32,15 Ncm	27,70 Ncm	0,005
	Desvio Padrão	0,24 Ncm	2,07 Ncm	
Teste de Wilcoxon			Fonte: o autor (2012)	

6.2 TORQUE DE REMOÇÃO ENTRE-GRUPOS.

Ao analisar os resultados obtidos, observou-se que comparando a diferença média entre o torque de inserção e de remoção entre os dois grupos houve diferença significativa entre ambas as médias ($p<0,001$), tendo o grupo com índice apresentado maior percentual de perda, tanto analisando a diferença relativa, expressa em percentual (Tabela 2), quanto analisando a diferença absoluta de perda de torque (Tabela 3).

Tabela 2: Diferença relativa entre torque de inserção e remoção.

Grupos	N	Média	Desvio Padrão	p
Sem índice	10	13,84%	6,43	< 0,001
Com índice	10	52,65%	14,81	

Teste t-Student Fonte: o autor (2012)

A análise dos resultados indicou que o grupo sem índice apresentou um percentual médio de perda de torque de 13,84% pós ciclagem mecânica, enquanto o grupo com índice apresentou 52,65% de perda, sendo encontrada diferença estatisticamente significativa entre ambos os grupos ($p < 0,001$).

Tabela 3: Diferença absoluta entre torque de inserção e remoção.

Grupos	N	Média	Desvio Padrão	p
Sem Índice	10	4,45 Ncm	2,07 Ncm	0,002
Com Índice	10	7,96 Ncm	2,28 Ncm	

Teste t-Student Fonte: o autor (2012)

Em relação à diferença absoluta, também foi verificada diferença estatisticamente significativa ($p = 0,002$) entre os grupos analisados através do teste t-Student, sendo que a perda média verificada do grupo sem índice foi de 4,45 Ncm, e do grupo com índice foi de 7,96 Ncm.

6.3 PRÉ-CARGA DOS PARAFUSOS DOS PILARES.

Observando-se os valores de pré-carga dos parafusos dos pilares em ambos os grupos, nota-se que os valores obtidos do grupo sem índice (6,05N) são maiores que do grupo com índice (4,88N), apresentando diferença estatisticamente significativa entre ambos os grupos ($p = 0,012$) (Tabela 4).

Tabela 4: Avaliação da pré-carga entre-grupos.

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	p
Com índice	10	4,88 N	0,92 N	0,012
Sem índice	10	6,05 N	0,95 N	

Teste t-Student

Fonte: o autor (2012)

7 DISCUSSÃO

7.1 RESULTADOS

Baseado nos resultados obtidos na presente análise, a hipótese nula anteriormente proposta foi rejeitada, pois a comparação de resultados dos dois grupos apresentou diferentes níveis de pré-carga obtida inicialmente em ambos parafusos dos pilares e, após teste de fadiga (ciclagem mecânica), diferentes valores de perda de torque deste mesmo parafuso (diferença entre o torque de inserção e de remoção), expressa tanto em caráter relativo (percentual) quanto absoluto. Esta mesma análise de dados evidenciou que o grupo composto por pilares protéticos sem índice de posicionamento demonstrou maiores níveis de pré-carga e menor perda de torque após ciclagem mecânica quando comparado ao grupo que utilizava pilares com índice.

Analisando os resultados de torque de remoção separadamente em cada grupo, pode-se verificar que em ambos os grupos ocorre uma perda de torque do parafuso do pilar estatisticamente significativa após submissão a ensaio de simulação de carga funcional. Tal achado encontra-se de acordo com outros trabalhos na literatura, onde, a citar, Weiss, Kozak e Gross⁵³ testaram diversos desenhos diferentes de conexão pilar-implante realizando ciclos de aperto e soltura de parafusos, demonstrando que em todas as conexões testadas há uma perda de torque inicial mesmo sem realização de testes de ciclagem mecânica. Steinebrunner et al.¹⁹ relataram que sempre é necessária uma força maior para o aperto do parafuso do que para sua soltura. Contudo, divergindo destes achados, alguns autores afirmam que quando do emprego de parafusos de desenho cônico, esta diferença possa resultar em um torque de remoção de 10 a 20% maior que o de inserção dos mesmos⁴⁷, ressaltando que os resultados desta análise não são comparáveis aos do presente estudo pelo fato da não utilização de ciclagem mecânica no citado ensaio.

Comparando-se os dois grupos estudados quanto ao quesito torque de remoção, observamos que os resultados do grupo sem índice de posicionamento indicaram uma maior estabilidade biomecânica para este tipo de conexão, apresentando uma menor perda de torque pós-ciclagem tanto percentual quanto em números absolutos, esta expressa em Newtons. Contudo, essa diferença entre os grupos faz-se mais evidente quando analisamos a diferença relativa, ou percentual, entre o torque de inserção e de remoção, ressaltando que ambos os grupos receberam torques iniciais ou de apertamento com valores distintos, conforme orientação expressa do fabricante.

Binon⁵⁰ propôs uma classificação para a extensa variedade de desenhos de conexões pilar-implante disponíveis atualmente no mercado odontológico. Estas podem caracterizar-se por configurar uma união entre duas estruturas metálicas independentes, permitindo em algumas circunstâncias uma micro movimentação de deslizamento entre ambas as partes, onde há a projeção intencional de um pequeno “espaço” ou “tolerância” entre estas para permitir sua adaptação e/ou encaixe, como encontrado no grupo com índice de posicionamento e parafuso passante. Ou ainda, como uma união entre superfícies metálicas por fricção, onde não há a projeção intencional de espaço entre os componentes, e as partes são forçadas uma contra a outra visando adaptarem-se, como no sistema cone Morse analisado aqui sem índice de posicionamento. Neste, o pilar entra girando em corpo único, friccionando-se contra as paredes internas do implante e mantendo-se unida a este após o apertamento final do parafuso. De acordo com este mesmo autor, uma possível liberdade rotacional além de limites mínimos entre partes poderia gerar micro-movimentação do pilar quando do seu uso funcional, gerando perda de torque do parafuso e posterior afrouxamento do conjunto pilar-implante. As causas das diferenças verificadas entre grupos na presente análise podem ser especuladas como uma consequência desta situação.

Patterson e Johns⁴⁴ ressaltaram que uma possível falta de qualidade e/ou precisão na usinagem das partes envolvidas na conexão pilar-implante podem fazer com que as superfícies dos componentes não entrem em contato íntimo entre si no momento do torque final de inserção do respectivo parafuso.

Sendo assim, o parafuso de fixação do pilar passaria ao papel de principal e/ou exclusivo mantenedor da estabilidade mecânica desta conexão. Ao receber carga mastigatória, teria sua resistência mecânica à carga reduzida e resultaria em afrouxamento do mesmo, sendo esta uma hipótese a ser considerada para o menor desempenho dos pilares com índice de posicionamento verificado neste estudo. Estes, apesar de terem uma porção cônica definida em seu desenho interno, possuem também um hexágono interno compondo o índice de posicionamento propriamente dito. A necessidade de precisão micrométrica de adaptação tanto entre hexágonos do pilar e implante, como das paredes da porção cônica desta conexão são fundamentais para sua estabilidade mecânica sob função, necessitando para isso, entre outras, de uma usinagem de altíssima precisão das peças envolvidas neste processo bem como de reprodutibilidade desta precisão em larga escala de produção.

Somando-se às argumentações anteriores, convém ressaltar a questão do torque inicial de apertamento dos parafusos aplicado a cada grupo analisado, que apresentou valores quantitativamente distintos entre grupos. Enquanto os pilares sem índice de posicionamento apresentaram a indicação de 32 Ncm de torque inicial, os pilares com índice de posicionamento receberam 15 Ncm de torque neste mesmo momento. Esta diferença de valor pode estar diretamente ligada à estabilidade biomecânica da conexão do grupo sem índice de posicionamento. Segundo McGlumphy et al⁴⁸, o fator mais importante para a manutenção da união entre implante e pilar protético é a força de aperto inicial desenvolvida pelo torque de inserção do parafuso. Jaarda, Razzoog e Gratton⁴⁹ corroboram tal informação, relatando que o constante afrouxamento dos parafusos também pode ser atribuído a um torque inicial inadequado. Mesmo cientes que um baixo torque pode levar a um afrouxamento precoce do parafuso, não é viável a aplicação de níveis de torque acima do recomendado pelo fabricante para uma determinada conexão, sob pena de indução de fratura e/ou deformação permanente do parafuso⁴⁸. Contudo, é importante ressaltar que não somente a análise absoluta, mas também a análise relativa ou percentual dos valores de diferenças entre torque de inserção e remoção dos parafusos confirmou a tendência desfavorável ao grupo com índice de posicionamento.

Sutter et al.⁴⁷ afirmaram que o parafuso de fixação deveria ser considerado como uma parte importante do desenho da supra-estrutura protética, mas acreditam que os problemas relacionados a este envolvem principalmente a qualidade e desenho da conexão entre o implante e o pilar. Na presente análise, observamos que os pilares com índice de posicionamento não apresentam as características básicas do sistema Morse quanto à forma de adaptação através da fricção entre superfícies metálicas, denominado por alguns autores de “solda fria”. Este mecanismo é considerado responsável pela proteção da conexão tipo Morse sob cargas funcionais, onde uma alta tensão superficial normal é mantida na área de contato entre superfícies, permitindo uma retenção estável desta conexão por forças friccionais¹².

Quanto aos resultados obtidos na análise da pré-carga, o grupo sem índice de posicionamento apresentou valores mais elevados, conforme resultados obtidos em outros estudos^{48, 20}, que descrevem serem os valores de pré-carga inicial diretamente determinados pela quantidade de torque de inserção aplicado e também pelo desenho do pilar, duas variáveis presentes nos grupos estudados. No presente estudo, além dos pilares sem índice de posicionamento permitir um torque de inserção quantitativamente mais elevado, estes também, por encaixarem-se em movimento de rotação, friccionando-se contra as paredes internas da conexão Morse do implante, permitem um contato mais íntimo entre estas superfícies, resultando em uma maior pré-carga do parafuso.

Diversos estudos sugerem a obtenção e preservação da pré-carga inicial do parafuso do pilar como sendo de suma importância para manutenção da estabilidade mecânica do complexo implante-pilar protético, sendo o torque de remoção do parafuso apontado como um meio válido para avaliação da pré-carga remanescente. Segundo Weinberg⁴², o parafuso de fixação do pilar necessitaria manter um mínimo de 10 Ncm como pré-carga residual visando a manter a estabilidade mecânica da união pilar e implante. Tomando como critério de avaliação estes dados, torna-se ainda mais importante a observação dos resultados do torque de remoção do grupo com índice de posicionamento, que apresentaram um torque de remoção médio de 7,14 Ncm após o teste de ciclagem, sendo estes níveis abaixo do recomendado pelo citado estudo.

Contudo, levando em consideração as limitações inerentes a uma avaliação *in vitro* como também o número limitado de ciclos aplicados geralmente neste tipo de avaliação, não foi detectada visual ou manualmente nenhuma falha de afrouxamento de parafuso ou da conexão pilar-implante, bem como qualquer fratura de componentes em ambos os grupos analisados no presente estudo.

7.2 METODOLOGIA

7.2.1 CORPOS DE PROVA

Ambos os desenhos de pilares aqui avaliados foram utilizados sobre implantes cone Morse de 3,75 mm de diâmetro por 11,00 mm de altura. A escolha do diâmetro do implante não deve interferir no desempenho mecânico dos pilares protéticos, pois independente da plataforma ou dimensões do implante utilizado, a conexão protética segue com as mesmas medidas para a marca comercial estudada. Segundo autores como Akça, Cehreli e Iplikçioğlu¹³ a mudança do diâmetro do implante poderia refletir sim em uma tensão maior nas paredes internas dos implantes de diâmetros mais estreitos, o que aumentaria o risco de fratura dessa região quando em função mastigatória, porém não afetando o desempenho clínico de afrouxamento dos pilares.

A altura dos implantes utilizados aqui foi determinada por conveniência, pois segundo normatização ISO 14801⁴¹ os implantes avaliados devem ser posicionados com sua plataforma de assentamento do pilar 3 mm distante do início de sua base de ancoragem, simulando uma possível perda óssea marginal por sauserização. Contudo, deve o implante permanecer com uma porção suficientemente inserida na base de fixação compondo o corpo de prova, para que este resista sem deslocamento aos testes de ciclagem mecânica (em nosso caso 8 mm de inserção). Estando ciente que seguindo a mesma normatização, a qual orienta que os implantes estejam com uma inclinação de 30° +/- 2°, e calculando a altura do pilar utilizado mais a altura da

coroa protética e também as dimensões do receptáculo da máquina de ciclagem, o uso de implantes com maior comprimento não seria recomendável.

Optou-se neste estudo pela utilização de pilares protéticos para próteses cimentadas, pois como relataram Byrne et al.¹⁰, a perda do torque do parafuso do pilar protético para restaurações cimentadas é motivo de maior prejuízo ao clínico, principalmente em casos de próteses cimentadas unitárias, onde não raro é necessária a destruição da peça protética para se ter acesso a um novo aperto do parafuso de fixação do pilar. Este fato torna a estabilidade da conexão deste tipo de pilar ainda mais importante para avaliar seu potencial de indicação para uso clínico.

Outro cuidado considerado durante a confecção dos corpos de prova neste estudo refere-se à distância entre o centro das coroas metálicas que receberiam as cargas de ciclagem mecânica e a base de sustentação do implante, devendo ser essa distância de 11 mm segundo ISO 14801, que normatiza os ensaios de ciclagem mecânica.

Foi utilizado como material base na confecção dos corpos de prova a resina acrílica, sendo esta juntamente com metais rígidos o material de eleição da maioria dos estudos publicados na literatura. Pietrabissa et al.⁴ relataram que o osso humano é um tecido muito mais plástico que o metal, tendo seu desempenho mecânico sob carga melhor simulado pela resina acrílica. Steinebrunner et al.¹⁹ também defende o uso do acrílico como material de eleição nas simulações de condições orais, onde o osso pode absorver algumas forças transmitidas para o parafuso da conexão implante-pilar protético. Entretanto, a normatização usada como referência para confecção de nossa metodologia orienta que o material usado como base para ancoragem dos implantes deve apresentar um módulo de elasticidade maior que 3 GPa para resistir aos testes de fadiga. Contudo, pela maior facilidade de confecção dos corpos de prova, e após a realização de ensaios piloto, onde não se detectou falha e/ou ruptura de interface na base do corpo de prova feita de acrílico, optou-se pelo emprego desse material, que apresenta um módulo de elasticidade em torno de 2,7 GPa⁵⁴.

7.2.2 ENSAIO MECÂNICO

As coroas metálicas projetadas para a presente análise não foram cimentadas sobre os pilares, e sim fixadas sobre os mesmos de maneira a garantir sua retirabilidade. Os pilares foram previamente isolados, seguida da fixação das coroas protéticas com uma fina camada de vaselina sólida, conforme protocolo de Santafé et al.²⁰ para facilitar a posterior remoção da coroa protética quando da avaliação do torque de remoção. Embora verificada uma estável fixação das peças protéticas sobre os pilares, onde não foi detectada nenhuma decimentação e/ou soltura de coroas durante os testes de ciclagem, esta ausência de cimentação definitiva poderia, segundo alguns autores⁴, acarretar com que pequenos espaços entre pilar e coroa decorrentes do processo de fundição das mesmas não possam ser totalmente preenchidas pelo conteúdo do cimento. Contudo, este possível viés, embora com influência não confirmada no presente estudo, estaria presente igualmente em ambos os grupos, não invalidando a análise comparativa entre os mesmos.

Durante os ensaios de ciclagem mecânica, os corpos de prova estiveram submersos em solução salina, visando simular as características de umidade encontradas na cavidade bucal. Optou-se pelo uso dessa metodologia descrita na ISO 14801, embora Lee, Karl e Kelly³⁷ em estudo sobre as variáveis utilizadas em testes de fadiga em implantes dentários terem sugerido não haver diferença entre os resultados obtidos em análises realizadas em meio aquoso ou não.

Durante o ensaio de fadiga foi utilizado uma frequência de 1 Hz em 500.000 repetições cíclicas por corpo de prova, com uma carga média aplicada de 110 N. Tomando-se como possíveis valores de referência a média da força máxima de mordida na região dos molares, variando de 35 a 330 N, e a frequência média de mastigação de um humano sendo em torno de 1,25 Hz, tanto a carga utilizada em nosso estudo quanto sua frequência de aplicação encontram-se próximas à realidade clínica reportada³⁹. Ainda, o número total

de 500.000 ciclos aplicados aqui foram estabelecidos visando à simulação de 6 meses de utilização clínica de uma restauração em um indivíduo adulto⁴⁰.

Os valores de pré-carga encontrados nas análises pós-torque de inserção no presente estudo representam um indicativo importante na mensuração da força de união do complexo implante-pilar protético. Contudo, estes valores são válidos e aplicáveis apenas a comparações entre sistemas de conexão similares, seguidos de um mesmo protocolo de metodologia de medição e condições gerais de execução das análises. Dada a grande disponibilidade de estudos com as mais variadas características de conexões analisadas, metodologias aplicadas e medições realizadas reportados na literatura, não se faz possível a comparação tanto quantitativa como qualitativa entre resultados da presente análise com os dados reportados em outros estudos, que provavelmente apresentaram condições técnicas de execução e/ou características de desenho incompatíveis com os aqui realizados.

8 CONCLUSÕES

Partindo-se da análise dos resultados obtidos no presente estudo, dentro das limitações de uma metodologia *in vitro*, é possível concluir que:

- a- O grupo com pilar protético sem índice de posicionamento apresentou maiores níveis de pré-carga do parafuso de fixação do pilar.
- b- O grupo com pilar protético com índice de posicionamento apresentou maior perda de torque do parafuso do pilar após ensaio mecânico, tanto na análise relativa quanto absoluta.
- c- O uso de pilares sem índice de posicionamento sugere maior estabilidade biomecânica em comparação a pilares com índice de posicionamento para prótese unitárias implanto-suportadas.

9 REFERÊNCIAS

1. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;11(16):1-132.
2. Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006 Jan; 95(1):26-32.
3. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(3):262-72.
4. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Oct; 11(5):448-57.
5. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman F, Piattelli A. Screw- vs cement-implant-retained restorations: a n experimental study in the beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *Journal of oral implantology.* 2005 (5): 242-46
6. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent* 1998;79:74–8
7. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec; 10(6): 387- 416.
8. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jul- Aug; 11(4):522-8.

9. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct; 11(5):660-6.
10. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening In three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics*. 2006 (15); 3: 164-171.
11. 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 Oct;11(5):458-64.
12. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):519-26.
13. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Aug; 14(4): 444-54.
14. 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 Jan; 33(1):75-8.
15. Jack P, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems. *Implant Dent*. 2006;15 (4):427–435.
16. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):326-34.
17. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr; 91(4):319-25.

18. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruggenberg FA. Examination of the implantabutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85(3):268-75.
19. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Dec; 19(12):1276-84.
20. Santafé S. Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós ciclagem mecânica de três sistemas de conexão implante-pilar protético [dissertação]. Porto Alegre: FO-PUCRS; 2010.
21. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in widenediameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):599-607.
22. Atieh M, Ibrahim H, Atieh A. Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol* 2010;81:1350-1366.
23. Theoharidou A, Petridis H, Tzannas K, Garefis P. Abutment Screw Loosening in Single-Implant Restorations: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23 (4):681–690.
24. Ribeiro CG; Maia ML; Scherrer SS; Cardoso AC; Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci*;19(4):413-20, 2011 Aug.
25. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:879-85.
26. Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry: simplified clinical analysis for predictable treatment. Chicago: Quintessence; 1999.

27. Aglietta M, Siciliano V, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson B, Salvi G. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009 / 441–451.
28. Zurdo j, Romao C, Wennstrom JL. Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implant Res* 2009; 20 (suppl. 4): S59–S66.
29. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:450-5.
30. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: problems and complications encountered. / *Prosthet Dent*, 1990;64:185-194.
31. Simon RL. Single implantsupported molar and premolar crowns: a ten year retrospective clinical report. / *Prosthet Dent.* 2003;90:517-521.
32. Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Mar-Apr;14(2):181-8.
33. Bianco G, Di Raimondo R, Luongo G, et al. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: a retrospective multicenter study on routine use in private practice. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2:152-158.
34. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implants design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290–8.
35. Mollersten L, Lockowandt P, Linden L. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an invitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582–91.

36. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604–10
37. Lee C, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*. 2009; (2 5): 1419–1425.
38. Dixon D, Larry C, Breeding J, Sadler P, McKay M. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J. Prosthet. Dent.*, Saint Louis, v. 74, n. 3, p. 270-8, 1995.
39. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:153-61.
40. Seok-Gyu K, Jae-UK P, Jae-Heon J, Chang B Tae-Soo B, Winston C. In Vitro Evaluation of Reverse Torque Value of Abutment Screw and Marginal Opening in a Screw- and Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 (6):1061–1067.
41. The International Organization for Standardization. ISO 14.801 - Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2007(e).
42. Weinberg, L A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.
43. Lazzara, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium*, v. XII, n. 12, p. 924-930, 1991.
44. Patterson, E.; Jhons, M. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 7, p. 26-34, 1992.
45. Binon, P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.*, v. 9, n. 2, p. 149-160, 1996.

46. Binon, P.; McHugh, M. The effect of eliminating implant/ abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.*, v. 9, n. 6, p. 511-519, 1996.
47. Sutter, F. Beaty κ., Brunski J., Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 9, p. 48-63, 1994 (Supplement).
48. McGlumphy, E.; Mendel, D.; Holloway, J. Implant screw mechanics. *Dent. Clinics North. Am.*, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998.
49. Jaarda, M.J.; Razzog, M.E.; Gratton, D.G. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent.*, v. 2, n. 1, p. 50-2, 1993.
50. Binon, P. Implants and components: Entering the new millenium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000.
51. Cehreli, M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin. Oral Impl. Res.*, v. 15, n. 2, p. 249-257, 2004.
52. Balfour, A.; O'Brien, G. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J. Prosthet. Dent.*, v. 73, n. 1, p. 36-43, 1995.
53. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000 Aug;84(2):194-9.
54. Soares RG. Avaliação da Resistência Flexural, Módulo de Elasticidade, Carga de Roptura e Parâmetros de Cor de Resinas Acrílicas Utilizadas para Restaurações Provisórias com Fibra de Vidro [dissertação]. Riberão Preto: FO-USP; 2009.

ANEXOS

CORPOS DE PROVA	TORQUE DE INSERÇÃO	TORQUE DE REMOÇÃO
SEM 1	32,5 N	30 N
SEM 2	32,4 N	27,5 N
SEM 3	32,0 N	27,5 N
SEM 4	32,0 N	27,5 N
SEM 5	32,0 N	25,0 N
SEM 6	32,2 N	27,5 N
SEM 7	32,5 N	25,0 N
SEM 8	32,1 N	32,0 N
SEM 9	32,0 N	27,5 N
SEM 10	31,8 N	27,5 N
COM 1	15,0 N	5,0 N
COM 2	15,4 N	5,0 N
COM 3	15,0 N	10,0 N
COM 4	14,8 N	7,5 N
COM 5	14,8 N	6,4 N
COM 6	15,2 N	5,0 N
COM 7	15,0 N	10,0 N
COM 8	15,1 N	10,0 N
COM 9	15,3 N	5,0 N
COM 10	15,4 N	7,5 N

RESULTADOS PRÉ-CARGA

Sem 1 - 7,35 N

Sem 2 - 6,54 N

Sem 3 - 5,72 N

Sem 4 - 5,83 N

Sem 5 - 4,9 N

Sem 6 - 6,53 N

Sem 7 - 7,35 N

Sem 8 - 6,53N

Sem 9 - 4,9 N

Sem 10 - 4,9 N

Com 1- 4,9 N

Com 2 - 5,54 N

Com 3 - 4,9 N

Com 4 - 4,9 N

Com 5 - 3,27 N

Com 6 - 4,91 N

Com 7 - 4,08 N

Com 8 - 4,08 N

Com 9 - 5,72 N

Com 10 - 6,53 N



Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS

Porto Alegre 30 de Março de 2011

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0019/11

Intitulado: Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós ciclagem mecânica da conexão implante-pilar protético tipo cone Morse com e sem index de posicionamento

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Pesquisadores Associados Eduardo Aydos Villarinho

Nível: Dissertação / Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 30 de Março de 2011.

Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

