

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CENTRO INTEGRADO DE SAÚDE - FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PPG - MESTRADO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

ELISSA ALMEIDA ROCHA

**Avaliação do destorque do parafuso protético de diferentes
tipos de conexões com coroas longas.**

JUIZ DE FORA

2014

ELISSA ALMEIDA ROCHA

Avaliação do destorque do parafuso protético de diferentes tipos de conexões com coroas longas.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós - graduação em Clínica Odontológica, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre. Área de concentração: Clínica Odontológica

Orientadora: Profa. Dra. Fabíola Pessoa Pereira Leite– C. D., Me. O., Dr. O

JUIZ DE FORA

2014

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Rocha, Elissa Almeida.

Avaliação do destorque do parafuso protético de diferentes tipos de conexões com coroas longas. / Elissa Almeida Rocha. - 2014.

78 p. : il.

Orientador: Fabíola Pêssoa Pereira Leite

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, 2014.

1. Implantes Dentários. 2. Torque. 3. Prótese Dentária. 4. Cimentação. 5. Parafuso. I. Leite, Fabíola Pêssoa Pereira, orient. II. Título.

ELISSA ALMEIDA ROCHA

**AVALIAÇÃO DO DESTORQUE DO PARAFUSO PROTÉTICO DE
DIFERENTES TIPOS DE CONEXÕES COM COROAS LONGAS.**

ORIENTADORA: Prof.ª. Fabíola Pessoa Pereira Leite

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal de Juiz de Fora, como parte dos requisitos (parcial) para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovado em 26/08/2014

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Rodrigo Othávio de Assunção e Souza
Universidade Federal do Rio Grande do Norte



Prof. Dr. Rodrigo Furtado de Carvalho
Universidade Federal de Juiz de Fora – Governador Valadares



Prof.ª. Fabíola Pessoa Pereira Leite
Universidade Federal de Juiz de Fora

AGRADECIMENTOS

À Deus, por estar presente em todos os momentos de minha vida, protegendo e iluminando meu caminho, me proporcionando força e saúde para não desistir mesmo frente a tantos problemas e dificuldades, e por demonstrar seu amor incondicional em todos os dias de minha vida!!

Aos meus pais, por serem meus exemplos a seguir, minha fortaleza, pelo apoio e incentivo, pelo amor, carinho, amizade. Obrigada pelo colo confortável nos momentos mais difíceis.

Aos meus irmãos, Rafael e Emanuel, pela amizade, pelo apoio, por serem a diferença que completam a minha vida!

Aos familiares e amigos que estiveram presente, apoiando e compartilhando momentos de distração.

A amiga-irmã Jane Vanelli, pela amizade, conversas, risadas, pela ajuda, apoio, incentivo, muito obrigada.

Ao programa do Mestrado em Clínicas Odontológicas - Faculdade de Odontologia, a Professora Maria das Graças pelo apoio, a Secretária Wanessa Alonso pela amizade, carinho, eficiência em seu trabalho..

A CAPES pelo apoio financeiro.

A Neodent pela doação dos materiais, proporcionando a realização desta pesquisa.

A Profa. Fabíola Leite pela confiança, oportunidade e ensinamentos durante esta etapa.

As amigas que fizeram parte de todo esse percurso de pertinho, por toda ajuda e principalmente pela amizade construída nessa etapa, Vivian Massi e Yasmine, obrigada por tudo.

“O que importa e o que se leva da vida, é o que aprendemos e conquistamos durante a caminhada, mais do que onde iremos chegar.” - EAR.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes conexões no destorque do parafuso Neotorque sobre implantes com proporção coroa - implante (2:1), estudo *in vitro*, após ciclagem mecânica. Trinta implantes de 9 mm x 3,75 mm (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil) foram utilizados, sendo 10 de cada tipo de conexão (CM, HE, HI) com seus respectivos munhões universais: (CM) (ϕ 3,3/6/3,5), HE e HI (ϕ 4,5,6,3) (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil). Os implantes foram inseridos individualmente em resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, Brasil) com auxílio de um cilindro calcinável padronizado (ϕ 2,5x1,5). O torque nos parafusos foi feito com torquímetro digital (Lutron TQ – 680, Impac, São Paulo), o grupo HE recebeu 30 N.cm, o grupo CM 15 N.cm e o grupo HI 20N.cm. Posteriormente a aplicação do torque, as coroas foram posicionadas sobre os pilares protéticos com vaselina sólida (Farmax, Divinópolis, Brasil) e em seguida foram submetidos à ciclagem mecânica (Simulador de Fadiga Mecânica, ERIOS, modelo ER – 11000), com aplicação de uma carga de 120N, 75 ciclos/s por 1.000.000 ciclos a 1 Hz, submersos em água destilada. Por fim, o destorque foi mensurado com o auxílio de um torquímetro digital (Lutron TQ-680, Impac, São Paulo/SP). Os valores de média de destorque (desvio padrão) obtidos após ciclagem mecânica foram: CM - 13,4 (1,83) N.cm, HI – 17 (1,69) N.cm e HE – 25,6 (1,95) N.cm. O teste de ANOVA ($p < 0,05$) mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,526$) com relação aos diferentes tipos de conexão pilar - implante e a proporção coroa (2) – implante (1) após ciclagem mecânica. Para avaliar cada grupo independentemente em relação a perda de carga do torque de fechamento após ciclagem mecânica, foi realizada o teste t de student independente ($p < 0,05$), obteve-se resultado estatisticamente significativo para perda de torque inicial dentro de cada grupo: CM (0,022), HI (0,00) e HE (0,00). Concluiu-se que o tipo de conexão pilar - implante e da proporção coroa – implante (2:1) não influenciou na perda de torque após a ciclagem mecânica; a ciclagem mecânica influenciou na perda de torque dentro de cada grupo de conexão pilar – implante.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Torque. Prótese Dentária. Parafuso. Cimentação. Mastigação.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of different connections in detorque Neotorque screw implant with crown ratio - implant (2:1), in vitro study, after mechanical cycling. Thirty of 9 mm x 3.75 mm (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brazil) were utilizados implants, 10 of each connection type (CM, HE, HI) with their universal posts: (CM) (ϕ 3, 3/6 / 3,5), HE and HI (ϕ 4,5,6,3) (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brazil). The implants were inserted individually in acrylic resin (JET, Classic, São Paulo, Brazil) using a standardized burn-cylinder (ϕ 2,5x1,5). The torque on the bolts was done with digital torque meter (Lutron TQ - 680, Impac, São Paulo), the HE group received 30 N.cm, the CM group and 15 N.cm the HI group 20N.cm. Subsequently the application of torque, the crowns were placed on the abutments with petrolatum (Farmax, Divinópolis, Brazil) and then were subjected to mechanical cycling (Simulator Mechanical Stress, Erios, ER Model - 11000), with application of a 120N load, 75 cycles / sec per 1 million cycles at 1 Hz, immersed in distilled water. Finally, the detorque was measured with the aid of a digital torque meter (Lutron TQ-680, Impac, São Paulo / SP). The (standard deviation) values of average detorque obtained after mechanical cycling were: CM - 13.4 (1.83) N.cm, HI - 17 (1.69) and HE N.cm - 25.6 (1, 95) N.cm. The ANOVA test ($p < 0.05$) showed no statistically significant difference between groups ($p = 0.526$) with respect to different types of abutment connection - implant and the crown ratio (2) - implant (1) after cycling mechanics. To evaluate whether each group compared to the pressure drop in torque after mechanical closure cycling, independent Student t ($p < 0.05$) was performed, there was a statistically significant result for loss of initial torque in each group : CM (0.022), HI (0.00) and HE (0.00). It was concluded that the type of abutment connection - implant and crown ratio - implant (2: 1) no effect on the loss of torque after mechanical cycling; mechanical cycling effect on the loss of torque within each group of connection pillar - implant.

Keywords: Dental Implants. Torque. Prosthodontics. Screw. Cementation. Mastication.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Implantes CM, HE, HI. Neodent®	50
Figura 2.	Munhão Universal para Hexágono Externo. Neodent®	51
Figura 3.	Munhão Universal para Hexágono Interno. Neodent®	51
Figura 4.	Munhão Universal para Cone Morse. Neodent®	51
Figura 5.	Cilindro de cobre com resina acrílica e implante inserido no centro.	52
Figura 6.	Corpo de prova CM posicionado na morsa para torque de fechamento.	53
Figura 7.	Torquímetro Digital.	53
Figura 8.	Padronização das coroas em cera.	54
Figura 9.	Coroa Duplicada com munhão universal calcinável para CM.	55
Figura 10.	Padronização do nicho central.	55
Figura 11.	Proporção coroa – implante.	56
Figura 12.	Coroa posicionada sobre pilar protético.	56
Figura 13.	Simulador de Fadiga Mecânica.	58
Figura 14.	Corpo de prova inserido no suporte	58
Figura 15.	Pistão posicionado sobre o nicho da coroa.	58
Figura 16.	Corpo de prova CM posicionado na Morsa.	59
Figura 17.	Torquímetro Digital aferindo destorque corpo de prova CM.	59

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.	Quadro com a descrição das medidas e implantes utilizados.	51
Quadro 2.	Quadro com a descrição das medidas e pilares protéticos utilizados.	51
Quadro 3.	Quadro com a descrição das medidas e pilares protéticos utilizados.	52
Quadro 4.	Quadro de descrição do torque.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Medidas descritivas (média e desvio-padrão) dos grupos independentes (HE, HI, CM).	61
Tabela 2.	Análise de Variância $p < 0,05$, entre grupos.	62
Tabela 3.	Resultados teste T de student para grupos independentes.	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C	Celsius
CM	Cone Morse
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
Ni	Níquel
Cr	Cromo
FO	Faculdade de Odontologia
mm	Milímetro
N	Newtons
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Science</i>
UFC	Unidade formadora de colônia
UFJF	Universidade Federal de Juiz de Fora
N.cm	Newton . centímetro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Por cento
®	Marca registrada
+	Mais
n	Tamanho da amostra
-	Menos
°	Graus
X	Vezes
P	Nível de significância
>	Maior
±	Mais ou menos
<	Menor
φ	Medidas

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS	18
2.1 Osseointegração	18
2.2 Implantes curtos	18
2.3 Aspectos Biomecânicos	18
2.3.1 Proporção Coroa – Implante curto	20
2.3.2 Conexão Protética e Parafuso Neotorque	26
2.3.3 Cimentada x Aparafusada	29
2.3.4 Falhas em prótese sobre implante curto	32
2.4 Ciclagem Mecânica	39
3 PROPOSIÇÃO	48
4 HIPOTHESES	49
5 METODOLOGIA	50
5.1 Materias	50
5.2 MÉTODOS	52
5.2.1 Confecção dos corpos de prova e inclusão dos implantes	52
4.3.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	47
4.3.2 CICLAGEM MECÂNICA E TORQUE DE REMOÇÃO	51
5 RESULTADOS	53
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÃO	64

1. INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentários pode levar a atrofia nos maxilares; na maxila ocorre a reabsorção do processo alveolar e pneumatização do seio maxilar, e na mandíbula perda óssea entre o rebordo edêntulo e o canal mandibular. Nestas situações, comumente são executados procedimentos cirúrgicos avançados para aumento ósseo tais como enxerto de osso para levantamento de seio maxilar e enxertos para aumento do rebordo alveolar na maxila e na mandíbula (MISCH, C.E., 2005; LAI, H. C. et. al., 2012).

Técnicas cirúrgicas avançadas são dispendiosas e de difícil aceitação por parte de alguns pacientes. Frequentemente, as desvantagens associadas a esta abordagem estão relacionadas à necessidade de segundo sítio cirúrgico, riscos de injúrias vasculares e neurológicas e morbidade pós-operatória (MISCH, 2005). Estas cirurgias são realizadas com intuito de se conseguir osso suficiente para inserção de implantes de tamanho dito padrão, de 12 ou 13 mm e assim obter ancoragem desejada. Implantes curtos têm sido utilizados com sucesso variado para solucionar tais situações. Alguns autores mostram que é viável utilizá-los (MISCH, C. E., 2006; LAI, H. C. et. al.,2012;SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C., 2012; MONJE, A. et al, 2013; MEZZOMO, L. A., et. al.,2014).

Quando o processo alveolar é reabsorvido, a instalação do implante é feita a custa do osso remanescente. Se existir alguma estrutura anatômica a ser evitada, o implante curto está indicado (LAI, H. C. et al.,2012;SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C., 2012; MONJE, A. et. al., 2013; MEZZOMO, L. A., et al,2014). Como a prótese sobre implante deve ocluir com o

antagonista, a proporção coroa - implante fica alterada, na medida em que se torna necessário fazer uma coroa maior (TAWIL,G.; ABOUJAOUDE,N.; YOUNAN,R., 2006).

O desenho da interface entre o complexo implante, pilar protético e coroa representa um considerável impacto na longevidade e no prognóstico das próteses implantossuportadas. Os diferentes *designs* de conexão implante - pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse) apresentam características bastante distintas entre si, o que pode determinar maior ou menor estabilidade biomecânica (NORTON, M. R.,2000).

Um importante fator mecânico relacionado a estabilidade desses componentes é a pré - carga. A pré-carga é definida como a força de tração aplicada no parafuso do pilar protético como um produto do torque (apertamento) do parafuso. Isto cria uma tensão compressiva (contato) nas interfaces da cabeça do parafuso do pilar protético e o próprio pilar protético, entre o pilar protético e o implante, e entre o pilar protético e a rosca do implante (KHRAISAT, A. et. al., 2004).

Valores de destorque próximos ou superiores aos valores de torque 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 desparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso (STEINEBRUNNER, L. et. al., 2008).

Contudo, mesmo tomando todas as precauções biomecânicas durante a instalação da reabilitação implantossuportada parafusadas, a literatura reporta a fratura e/ou afrouxamento do parafuso de retenção como um dos principais problemas mecânicos que levam ao insucesso desse tipo de tratamento. A causa

deste afrouxamento está ligada a fatores como: desadaptação da peça protética ao implante, sobrecarga nas extensões distais e falta de ou inadequado ajuste oclusal. (DIXON, et. al., 1995).

O conhecimento sobre os valores de pré-carga e os valores de destorque dos diferentes sistemas de conexão implante - intermediário após o ensaio de fadiga são de grande relevância clínica, uma vez que a estabilidade de tais conexões após expostas às condições funcionais é essencial para o sucesso do tratamento em implantodontia. O sucesso ao longo prazo de restaurações implanto-suportadas de dentes unitários depende, em parte, de uma estável conexão entre a restauração protética e o corpo do implante (HOYER, S. A. et. al., 2001).

Cabe ao Cirurgião-dentista decidir como realizar a junção entre o implante e o pilar protético. Esta pode ser cimentada ou aparafusada (ANDERSON, B. et al., 1998; FREITAS, A. C., et. al., 2011; WITTNEBEN, J. G.; MILLEN, C.; BRAGGER, U, 2014). A união cimentada apresenta vantagens, tais como: estética, solidez da superfície oclusal, assentamento com passividade facilmente alcançável, facilidade de confecção, menores índices de perda de parafusos, menor custo de produção, maior versatilidade na correção de implantes mal posicionados, melhor direcionamento de forças axiais, menor complexidade em componentes, maior retenção, o que poderia diminuir alguns problemas biomecânicos (PIETRABISSA, R.; et. al., 2000; FREITAS, A. C., et. al., 2011).

Dessa maneira, estudar o comportamento de distribuição das forças sobre o complexo de implante - pilar protético torna-se imprescindível para determinação da força de resistência e da falha por fadiga. Para tanto, necessita-se de um bom

entendimento das características e dos parâmetros biomecânicos do parafuso de retenção e de seu encaixe (GOODACRE, C.J. et. al., 1996).

A investigação dos sistemas de conexões mais estáveis faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes pode ser mais indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível e com maior longevidade clínica.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Osseointegração

A osseointegração implica em uma firme, direta e duradoura conexão entre o osso vital e os implantes em formato de parafuso com definido acabamento e geometria. Não há interposição de nenhum outro tecido entre o implante e o osso. A osseointegração só pode ser alcançada e mantida por uma correta técnica cirúrgica de instalação, um longo período de cicatrização e uma apropriada distribuição do estresse quando o implante estiver em função. Durante um período de 15 anos (1965-1980), 2768 implantes foram instalados em 410 maxilares edêntulos de 371 pacientes consecutivos e acompanhados pelos autores. Após um período de 5 a 9 anos de observação, 130 maxilares com 895 implantes puderam ser reavaliados. Destes, 81% dos implantes maxilares e 91% dos implantes mandibulares permaneceram estáveis, suportando próteses. Em 89% dos maxilares e em 100% dos casos mandibulares, as próteses continuavam em função (ADELL, R. et. al., 1981).

A substituição de um único dente por uma coroa suportada por implante tornou-se um procedimento de rotina dentro os profissionais de odontologia. Estudos retrospectivos realizados em pacientes tratados com implante suportado aos 5 e 10 anos, mostrou como chegar a um grande previsibilidade do tratamento, confirmado pela taxa cumulativa de sucesso com valores que variam de 96% a 98% (ANDERSSON, B. et. al., 1998).

Enquanto o sucesso e a sobrevivência de implantes curtos são amplamente investigados, os estudos da restauração protética sobre o implante são limitados. A maioria dos estudos clínicos sobre implantes curtos são centrados na sobrevivência

dos mesmos, sem fornecer informações sobre possíveis complicações nas restaurações sobre o implante. Além disso, pouco se sabe sobre a influência que a prótese pode projetar sobre a sobrevivência do implante curto. Para abranger os resultados desses estudos, em longo prazo, o prognóstico deve ser avaliado não apenas os implantes curtos, mas também as próteses sobre os implantes. Com o objetivo de avaliar os resultados clínicos e radiográficos a longo prazo de implantes curtos e coroas unitárias nas regiões posteriores. Foi realizado um projeto de estudo retrospectivo em 2012 por Hong-Chang Lai e colaboradores, no qual utilizaram avaliações clínicas e radiográficas de 231 implantes curtos (comprimento intra-ósseo 8 mm) com coroas unitárias em 168 pacientes, foram acompanhados durante 5-10 anos. Obtiveram como resultado que: quatro implantes e onze próteses falharam. A taxa de sobrevivência cumulativa de 5 - 10 anos foram de 98,3%. Os implantes curtos colocados em osso tipo IV obtiveram mais fracassos do que no tipo I-III e apresentou uma taxa de sobrevivência de 94,0%. A taxa de sobrevivência de 10 anos das próteses foi de 95,2%. A média marginal da perda óssea entre a instalação do implante e os 10 anos de acompanhamento foi de $0,63 \pm 0,68$ mm. A perda óssea marginal entre o primeiro e o quinto ano foi mínima ($0,05 \pm 0,10$ milímetros) e não estatisticamente significativa. Os implantes que foram expostos a complicações biológicas chegaram a uma porcentagem de 7,8% (18 implantes), enquanto que 29 (12,6%) implantes obtiveram complicações técnicas. Concluíram que: altas taxas de sobrevivência para ambos, os implantes e as próteses poderia ser alcançado após 5-10 anos para implantes curtos com coroas unitárias, sem grave perda óssea marginal e complicações, coroa unitária suportada por um

implante curto é uma previsível modalidade de tratamento. No entanto, implantes curtos em sites de osso tipo IV deve ser aplicada com cautela.

2.2 Implantes curtos

Próteses sobre implantes são utilizadas para reabilitar pacientes parcialmente ou totalmente desdentados. As regiões posteriores muitas vezes têm altura óssea menor disponível em relação às regiões anterior. A densidade óssea remanescente, após a perda do dente é frequentemente menor nas regiões posteriores do que a região anterior da boca. Uma revisão de literatura revela que implantes mais curtos do que 10 mm, muitas vezes tem uma maior taxa de falha do que os implantes mais longos. Estas complicações podem estar relacionadas a aumento na altura da coroa, gerando um aumento nas forças mastigatórias na região posterior. Como resultado, são necessários métodos biomecânicos para diminuir as tensões da interface osso-implante. As forças sobre o implante podem ser reduzidas ao eliminar contatos laterais e contatos prematuros em movimentos excêntricos mandibulares. A área de forças aplicadas sobre a prótese pode ser aumentada, aumentando o número de implantes, aumentando o diâmetro do implante, aumentando a área de superfície de desenho do implante, e os implantes fresados. Como resultado destes métodos biomecânicos para diminuir o estresse, Misch, et. al., 2005, relataram uma taxa de sucesso do implante 99% com 7 mm e 9 mm de implantes nas regiões posteriores das maxilas. É interessante notar que os dentes naturais seguem uma abordagem semelhante biomecanicamente para acomodar as forças de mordida mais elevadas nas regiões posterior da boca. Uma abordagem semelhante à biomecânica natural para implantes posteriores, em situações especiais quando os implantes mais curtos são utilizados para suportar a prótese.

Implantes menores que 10 mm de comprimento, nas regiões posteriores têm uma maior taxa de falha em muitos relatórios clínicos. O objetivo desta série de casos foi avaliar a sobrevivência do implante quando uma abordagem biomecânica foi utilizada para diminuir o estresse na interface osso - implante. Através de uma análise retrospectiva 273 pacientes foram avaliados, parcialmente desdentados posteriores tratados com 745 implantes, de 7 ou 9 mm de comprimento, suportando 338 restaurações na proporção maior que 1:1 (prótese: implante) durante um período de 5 anos. Dados de sobrevivência de implantes foram coletados em relação: ao estágio I (fase cirúrgica) para o estágio de cicatrização II (fase de reabertura dos implantes), estágio II até a instalação das próteses, avaliação das próteses e sua instalação a partir de 6 anos de acompanhamento. Uma abordagem biomecânica para diminuir o stress aos implantes inclui uma oclusão mutuamente protegida e orientação ao paciente da importância do retorno e a escolha de implantes largos para aumentas a área de contato de superfície osso - implante (MISCH, C. E. 2006).

Implantes curtos menores que 10 mm podem ser uma solução em longo prazo para locais com altura óssea limitada. O objetivo deste estudo foi determinar a influência de alguns fatores protéticos sobre as taxas de sobrevivência e de complicações. Duzentos e sessenta e dois implantes curtos de superfície usinada no sistema Brånemark foram consecutivamente colocado em 109 pacientes e acompanhados por uma média de 53 meses. Foram registrados os parâmetros protéticos, e os dados foram analisados por relação com a perda óssea peri-implantar e biológica ou complicações biomecânicas. Relativamente poucos (C / I) com relação coroa - implantes foram <1 ou > 2 (16,2%). Mesa oclusal (OT) largura

variou 5,4-8,3 mm. Opondo-se a dentição que na maioria das vezes os dentes naturais, uma prótese fixa suportada por dentes naturais, ou uma restauração fixa implanto-suportada. A oclusão com uma relação maxilo - mandibular vestibulo - lingual normal foi encontrado em 72,7% dos casos. Não houve diferença significativa na perda óssea peri - implantar com a relação C / I ou OT. A média de perda óssea foi de 0,74 + / - 0,65 milímetros. A diferença na taxa de complicações (15% total) entre o bruxômero e o grupo não bruxômero não foi estatisticamente significativa (P = 0,51). Os implantes curtos parecem ser uma solução em longo prazo viável em locais com altura reduzida do osso, mesmo quando os parâmetros protéticos exceder os valores normais, desde que a força de orientação e de distribuição de carga seja favorável e a parafunção controlada (TAWIL,G.; ABOUJAOUDE,N.; YOUNAN,R., 2006).

Os implantes dentários curtos representam uma opção de tratamento previsível, e sua principal indicação reside na possibilidade de evitar técnicas cirúrgicas invasivas. A literatura nos mostra que a geometria dos implantes é de vital importância, combinada com largos diâmetros e tratamento de superfície, principalmente quando a qualidade óssea é desfavorável. O objetivo do estudo foi de avaliar o desempenho de implantes curtos em uma série de pacientes com reabsorção alveolar grave. Uma revisão de 273 implantes de medição de 10 mm ou menos foi realizada, Colocado por cirurgia convencional ou usando osteótomos, e com um acompanhamento entre 18 meses e 12 anos (média de 81 meses). Os resultados obtidos foram: um total de 20 falhas foi registrado (7,33%), com um total de 92,67% de sobrevivência do implante. A taxa de sobrevivência de implantes com altura de 10 milímetros foi de 92,82%, em comparação com 92,5% no caso de

aqueles que medem menos de 10 mm. No geral, a taxa de reprovação foi menor para os implantes que possuíam tratamento de superfície (2,56% vs 4,76%). Considerando os implantes sob medição de 10 mm, as taxas de falhas foram semelhantes nos dois grupos (3,77%). Chegando a uma conclusão que os Implantes curtos são uma boa alternativa de tratamento para pacientes com reabsorção alveolar grave de ambos os maxilares (SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C., 2012).

A colocação de um implante dentário de tamanho adequado é essencial para obter o sucesso do tratamento reabilitador. No entanto, os avanços do micro - implante permitiram a colocação de implantes curtos e obter um êxito na reabilitação bucal. A formação e preservação da osseointegração biológica múltipla e da prótese depende de varios fatores como: densidade óssea, hábitos de fumar, a superfície de tratamento do implante, coroa *versus* proporção do implante, comprimento cantilever, o tipo de sistema de implante são fatores importantes no qual influencia no sucesso de implantes curtos. Além disso, a largura do implante é um fator importante a ser relatado em afetar o sucesso. Os implantes mais largos, independentemente do seu comprimento, foram capazes de suportar grandes cargas e aumentar as suas superfícies de contato pode reduzir a força de tração exercidas a região peri - implantar. No entanto, em termos de resultados clínicos, estes relatos são incertos. Sendo assim uma meta - análise de ensaios clínicos prospectivos foi conduzido para determinar os efeitos do comprimento do implante dental e largura sobre a taxa de sobrevivência do implante (6-9 mm) implantes curtos. Através de uma busca eletrônica da base de dados Pubmed para estudos relevantes publicados em Inglês de novembro de 1998 a março de 2012 foi realizada

por um examinador. Os estudos foram ensaios clínicos randomizados (RCT), testes clínicos em humanos ou estudos prospectivos com um claro objetivo de investigar o sucesso de (6-9mm) implantes curtos. Através deste estudo concluíram que nem comprimento do implante, nem largura pareceu afetar significativamente a taxa de sobrevivência de implantes curtos (<10 mm). No entanto, ensaios clínicos randomizados mais bem desenhados são necessários para confirmar estes resultados. (MONJE, A. et. al., 2013).

2.3 Aspectos Biomecânicos

2.3.1 Proporção Coroa – Implante curto

Implantes curtos menores que 10 mm podem ser uma solução em longo prazo para locais com altura óssea limitada. O objetivo deste estudo foi determinar a influência de alguns fatores protéticos sobre as taxas de sobrevivência e de complicações. Duzentos e sessenta e dois implantes curtos de superfície usinada no sistema Brånemark foram consecutivamente colocado em 109 pacientes e acompanhados por uma média de 53 meses. Foram registrados os parâmetros protéticos, e os dados foram analisados por relação com a perda óssea peri-implantar e biológica ou complicações biomecânicas. Relativamente poucos (C / I) com relação coroa - implantes foram <1 ou > 2 (16,2%). Mesa oclusal (OT) largura variou 5,4-8,3 mm. Opondo-se a dentição que na maioria das vezes os dentes naturais, uma prótese fixa suportada por dentes naturais, ou uma restauração fixa implanto-suportada. A oclusão com uma relação maxilo - mandibular vestibulo - lingual normal foi encontrado em 72,7% dos casos. Não houve diferença significativa na perda óssea peri - implantar com a relação C / I ou OT. A média de perda óssea

foi de 0,74 + / - 0,65 milímetros. A diferença na taxa de complicações (15% total) entre o bruxômero e o grupo não bruxômero não foi estatisticamente significativa (P = 0,51). Os implantes curtos parecem ser uma solução em longo prazo viável em locais com altura reduzida do osso, mesmo quando os parâmetros protéticos exceder os valores normais, desde que a força de orientação e de distribuição de carga seja favorável e a parafunção controlada (TAWIL,G.; ABOUJAOUDE,N.; YOUNAN,R., 2006).

A implantodontia tornou possível uma odontologia mais próxima da função ideal, respaldada por numerosos estudos que apontam sucesso nessas reabilitações. Entre os fatores de risco para a longevidade dos implantes apontados pela literatura, destacamos a sobrecarga ao implante que será transmitida ao tecido ósseo. EM 2013, Moraes e colaboradores, avaliou a influência de tensões em parafusos de retenção de diferentes proporções coroa-implante, análise de elementos finitos. Os resultados obtidos afirmaram que a altura da coroa com a carga axial não influenciou a tendência ao deslocamento e a concentração de tensões, enquanto a carga oblíqua potencializou-as. Observaram-se as mais altas tensões no pescoço do parafuso do implante, no sentido oposto ao da aplicação da carga, sendo esta tensão propagada para a região de interface coroa – pilar protético - osso. Concluíram com o estudo que com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional da tendência ao deslocamento. Com o aumento do comprimento da coroa houve um aumento proporcional das tensões no sistema osso implante.

O parafuso de fixação da prótese dentária implantossuportada é o ponto mais fraco do sistema coroa - implante. Além disso, a altura da coroa é outro fator

importante que poderá aumentar o braço de alavanca. O objetivo deste estudo foi avaliar que a distribuição de tensões em parafusos protéticos de implantes com diferentes alturas da coroa clínica da prótese, utilizando o método de análise tridimensional de elementos finitos. Três modelos foram criados com implantes (3,75 milímetros x 10 mm) e coroas (alturas de 10, 12,5 e 15 mm). Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises, que aumentou a altura da coroa. A estrutura parafuso apresentou níveis mais elevados de tensões na carga oblíqua. O carregamento oblíquo resultou em maior concentração de tensão, quando comparado com a carga axial. Conclui-se que o aumento da coroa foi prejudicial para a distribuição de tensões no parafuso, principalmente no carregamento oblíquo (MORAES S. L. D., et. al., 2013).

2.3.2 Conexão Protética e Parafuso Neotorque

O uso de pilares protéticos cônicos de duas peças é justificado como forma de melhorar a flexibilidade protética. A incorporação de um parafuso do pilar protético no sistema cone Morse de duas peças não modificou a capacidade dessa conexão de resistir às flexões quando comparada aos pilares cônicos de uma peça. Além disso, a ausência de um hexágono interno complementar nesse tipo de conexão cônica não reduziu a eficácia do pilar protético em resistir às cargas laterais e não resultou em aumento de perda do pilar protético quando submetidos a altos momentos de flexão (NORTON, M. R., 2000).

O Sistema Straumann, que apresenta conexão do tipo cone Morse, oferece uma interface mecanicamente segura, estável e com auto - travamento. No *design* do cone Morse, a forma de fechamento e a fricção são os princípios básicos, denominados também de solda fria, e este mecanismo, referido como um

fechamento positivo ou travamento geométrico, é considerado responsável pela proteção da conexão sob cargas funcionais. Devido a esse *design*, uma alta pressão normal é mantida na área de contato, permitindo retenção estável pelas forças friccionais (MERZ, B.R. et. al., 2000).

Além disso, a adaptação precisa entre os componentes é um importante fator para manter a estabilidade biomecânica. Sabe-se que sob condições de carga funcional a liberdade mecânica entre as superfícies maquinadas de uma plataforma, como a hexágono externo, resulta em vibrações e micro movimentos, levando a falhas nos parafusos de fixação (SALVI, G. E; LANG, N. P., 2001).

Kim et. al. (2005) estudaram o papel do atrito e do desgaste no grau de afrouxamento do parafuso do pilar utilizando um dispositivo de carga cíclica para comparar 20 implantes de titânio (10 revestidos em seu topo por DLC e 10 não revestidos). As propriedades do revestimento DLC incluem dureza, resistência ao desgaste, estabilidade química e biocompatibilidade. Neste estudo, um filme com 1 µm de espessura de DLC foi colocado sobre o topo de um implante de titânio (em forma de HE). Aos parafusos dos pilares (tipo UCLA) foi aplicada uma força de torque de 30 N, antes do ensaio. Uma aplicação cíclica de carga foi aplicada ao conjunto implante/pilar/parafuso a fim de determinar a diferença do afrouxamento do parafuso do pilar de titânio entre 10 implantes revestidos por DLC. Os ensaios de afrouxamento do parafuso foram realizados com 100 N de força vertical em uma frequência de 20 Hz. Sob estas condições, os dados indicaram que os implantes com revestimento de DLC são mais resistentes ($p=0,002$) do que aqueles sem revestimento.

Schwonbach et. al. (2008) relataram que o desaperto do parafuso que une a prótese ao implante dentário é um dos motivos da falha da reabilitação protética ao longo do tempo. No entanto, o tratamento da superfície de um parafuso com Diamond Like-Carbon (chamado Neotorque, da Neodent, Curitiba) causa a redução do atrito e do deslizamento entre os componentes, o que aumenta o benefício causado pela pré-carga aplicada no parafuso e diminui a probabilidade de se ocorrer um desaperto. Apresentaram um caso clínico, onde o paciente relatava além de uma insatisfação estética também já ter usado uma prótese cimentada a qual havia apresentado problema de afrouxamento do parafuso neste mesmo implante; portanto, decidiram confeccionar uma nova prótese cimentada, agora utilizando um parafuso com tratamento de superfície (conforme descrito acima). Foi utilizado um munhão personalizado, o já referido Neotorque, ao qual foi aplicada uma pré-carga de 32 Ncm (com torquímetro manual, também Neodent) e uma coroa de porcelana cimentada. Houve um controle durante 36 meses. Concluíram que, existem situações clínicas em que a prótese cimentada mostra-se única opção para uma resolução estética, e também a necessidade de se utilizar parafusos confiáveis em relação à estabilidade, como os com cobertura DLC.

Um dos problemas mecânicos mais comuns em próteses sobre implante é o afrouxamento e/ou fraturas que ocorrem no parafuso do pilar protético, juntamente com a falha mecânica do implante, pode causar complicações biológicas, tais como a inflamação do tecido em torno dos implantes, crescimento gengival e formação de fístula. Em 2014 um estudo foi realizado para avaliar a influência do design de conexão implante - pilar e diâmetro na estabilidade do parafuso. Os resultados deste estudo mostraram que a junta de topo externa era mais vantajosa do que o cone

interno em termos de perda de torque de remoção pós-carga. Para a diferença entre o diâmetro do implante, um diâmetro largo foi mais vantajoso em termos de taxa de perda de torque de fechamento (SHIN, HYON-MO; et. al., 2014).

2.3.3 Cimentada x Aparafusada

Na prática o ajuste perfeito da estrutura da prótese com os pilares do implante é quase impossível de alcançar. A incompatibilidade, que é principalmente induzida pelo processo tecnológico adotado para fabricar as próteses fixas, geram tensões nas áreas de restrição da estrutura. Estas são as forças estáticas que levam o carregamento mecânico a estrutura do pilar – implante e que podem causar remodelação óssea na interface osso - implante. Dependendo da magnitude de tais forças, ou seja, dependendo da magnitude da incompatibilidade, a remodelação óssea pode levar ao afrouxamento dos parafusos e da interface implante - osso e, conseqüentemente, provocar a falha do implante. O presente estudo mostra uma comparação in vitro de três diferentes conexões de pilares (standart, Estheticone e CerAdapt, Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) relacionando os estresses mecânicos por desajustes geométricos. Dois dispositivos experimentais foram propositalmente utilizados para avaliar a capacidade dos diferentes pilares para compensar erros. Um deles foi projetado para erros de translação e outra para erros de rotação. O aparato experimental set-up inclui 2 implantes que suportam uma estrutura de prótese e os pilares de conexão. Os implantes e os pilares foram usados como recomendado pelo fabricante, enquanto que as próteses foram torqueadas com medidores de tensão. Os dados obtidos com os dispositivos de erro não revelam informação quantitativa sobre o que acontece em aplicações clínicas em que os implantes estão ligados ao osso vivo, o qual é um tecido muito mais

deformável do que o aço usado para os dispositivos de erro. Os resultados permitem comparações diretas do comportamento dos diferentes pilares investigados com relação a erros de posição. O sistema CerAdapt (cimentadas pilares cerâmicos) apresentaram a menor tensão na presença de erros de translação. O sistema standard (pilares aparafusados) apresentou a menor tensão na presença de erros de rotação (PIETRABISSA, R.; et. al., 2000).

O desempenho mecânico de coroas cimentadas ou aparafusadas implantossuportadas com uma configuração interna ou externa ainda está para ser compreendido. Um estudo in vitro avaliou o efeito de próteses aparafusadas e cimentadas em implante - pilares com conexões internas e externas. Assim, a confiabilidade e modos de falha de coroas foram investigados. Oitenta e quatro implantes (Emfil; sistema Colosso Evolution) foram divididos em quatro grupos (n = 21 cada), ligação cimentada e interna aparafusada e conexão externa (Se) aparafusada e conexão interna (Si) (Ci), e cimentada e conexão externa (Ce). Implantes Ti-6Al-4V tiveram seus pilares torqueados a 30 N.cm, coroas totais metálicas no formato de um incisivo central superior foram apertados (30 Ncm) ou cimentado (Rely X Unicem; 3M-ESPE) e submetido a testes de fadiga mecânica submersos em água destilada, a 150 N por 50.000 ciclos. Os valores de desvio padrão para Si (1,72), Se (1,50), Ci (1,34) e Ce (1,77), os grupos indicaram que a fadiga acelerou o fracasso dos componentes. O grupo Ci apresentou a mais alta confiabilidade, o grupo SE apresentou menor confiabilidade, e Si e Ce grupos apresentaram confiabilidade intermediária, o grupo Si (0,64) apresentou menor confiabilidade em relação ao grupo Ce (0,76), porém os resultados não foram significativamente diferentes. Restaurações aparafusadas apresentou fratura

principalmente pilar. Restaurações Cimentadas resultou em falhas do parafuso no grupo Ce, mas fratura implante / parafuso no grupo Ci (FREITAS, A. C. Jr., et. al., 2011).

Avaliar os resultados de sobrevivência e complicações relatadas sobre reabilitação com próteses cimentadas ou aparafusadas sobre implante é de grande relevância para a prática clínica. Embasada no banco de dados eletrônico: Medline (PubMed), Embase, Cochrane entre os anos de 2000 a setembro de 2012 o uso de malha de termos foi realizado. A pesquisa foi orientada por critérios de inclusão e exclusão. Todos os estudos foram vistos pela primeira vez pelo abstrato e, posteriormente, através da leitura de texto completo por dois examinadores de forma independente. Os dados foram extraídos por dois examinadores e analisados estatisticamente através de um efeito aleatório de regressão de Poisson. Foram revisados 4.324 resumos, 321 artigos de texto completo. Setenta e três artigos foram encontrados para se qualificar para a inclusão. As taxas de sobrevivência de cinco anos de 96,03% (intervalo de confiança de 95% [IC]: 93,85% a 97,43%) e 95,55% (IC 95%: 92,96% a 97,19%) foram calculados para reconstruções cimentadas e aparafusadas, respectivamente ($P = 0,69$). Comparação de cimento e parafuso de retenção não apresentou diferença quando agrupadas como coroas individuais (I-SC) ($p = 0,10$) ou próteses fixas parciais (I-FDP) ($p = 0,49$). Todas as coroas com cerâmica pura exibiram uma taxa de falha significativamente maior do que em coroas metalocerâmicas cimentadas ($P = 0,01$), mas não quando comparadas com as coroas aparafusadas ($P = 0,66$). Complicações técnicas e biológicas, demonstrando uma diferença estatisticamente significativa incluindo a perda de retenção ($P \leq 0,01$), afrouxamento do pilar ($P \leq 0,01$), fratura de porcelana e /

ou lascrar ($P = 0,02$), presença de fístula / supuração ($P < / = 0,001$), o total de eventos técnicos ($P = 0,03$), e eventos biológicos totais ($P = 0,02$). Embora não houve diferença estatística entre-cimento e reconstruções aparafusadas para a sobrevivência ou as taxas de falha, reconstruções aparafusadas exibiram menos complicações técnicas e biológicas em geral. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as taxas de insucesso dos diferentes tipos de reconstrução (I-SCs, I-FDPS, full-arco I-FDPS) ou materiais de pilar (titânio, ouro, cerâmica). A taxa de insucesso de reconstruções cimentadas não foi influenciada pela escolha de um cimento específico, embora o tipo cimento influência na perda de retenção da coroa com o pilar (WITTNEBEN, J. G.; MILLEN, C.;BRAGGER, U, 2014).

2.3.4 Falhas em prótese sobre implante curto

Jemt et al., em 1990, acompanharam clinicamente por três anos um grupo de 16 pacientes que receberam 23 implantes. Reportaram que 13 dos 23 implantes o equivalente a aproximadamente 57%, apresentaram os parafusos de abutment afrouxados durante o primeiro ano; 7 dos 23, isto é, 30% frouxos durante o segundo ano e 1 dos 23 totalizando aproximadamente 5% durante o terceiro ano. Apenas 8 deles (35%) permaneceram estáveis durante o período de acompanhamento.

Em 1992, Naert et al. avaliaram 146 pacientes com 509 implantes do sistema Brånemark por um período de 6 anos. Os pacientes foram reabilitados com 217 próteses fixas. Houve fratura do parafuso do pilar protético em 3 casos e, em 5 casos o parafuso de ouro de retenção protética. O afrouxamento do parafuso de fixação do pilar protético ocorreu em 6% dos casos e foi o problema mais comum.

Um problema comum associado com restaurações unitárias sobre implantes dentários é o afrouxamento do parafuso do pilar. Os fabricantes de implantes têm

tentado resolver este problema através da incorporação de características de concepção anti - rotacional em seus sistemas. Os diferentes níveis de micro movimentação e de destorque que são necessários para soltar os parafusos de pilar entre três diferentes conexões pilar - implante com sistema anti - rotacional, foram examinados em diferentes ângulos. Uma máquina feita por encomenda foi usada, cada amostra foi submetida a movimentos recíprocos horizontais de compressão ao longo de um declive de 25 graus por um período de 1 mês de simulação mastigatória. Os dados foram gerados, mostrou movimentos do complexo coroa / pilar durante a aplicação da força. O valor necessário para soltar os parafusos do pilar protético antes e após o teste também foi registrado e comparado para cada sistema. Os resultados indicaram não haver diferenças significativas ($p < 0,05$) entre todos os pilares em linha reta e em ângulo para as variáveis estudadas (DIXON, D.L., et. al., 1995).

Através de extensa revisão de literatura envolvendo estudos clínicos de 1981 a 1997, foi realizado um artigo o qual determinou os tipos de complicações clínicas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados. Foi avaliada a relação da perda de implantes com o tipo de prótese empregado, o tipo de arco, o comprimento dos implantes e a qualidade óssea. Maiores perdas de implantes estão relatadas para *overdentures*, no arco maxilar, com implantes curtos e osso de baixa qualidade. Quanto à fase de tratamento, pré ou pós – protética, a perda de implantes varia conforme o tipo de prótese empregada. Complicações cirúrgicas incluem distúrbios neurosensitivos, hematomas, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização de dentes adjacentes. As possíveis complicações perimplantares são: perda óssea marginal, alterações dos tecidos moles, como recessões gengivais,

fístulas e inflamação gengival. Complicações mecânicas incluem afrouxamento ou fratura dos parafusos, fraturas dos implantes, da infra - estrutura metálica, da base de resina ou do material estético de cobertura da prótese, fratura da prótese oposta, problemas de retenção das *overdentures*. Além destas, também se encontra relatos de complicações estéticas e fonéticas. As falhas ocorridas após a instalação das próteses sobre implante em geral estão associadas a uma má higiene oral, cargas excessivas e desajustes da estrutura metálica. (GOODACRE, C.J; et. al. 1999).

O tratamento de prótese sobre implantes estão sendo utilizados como tratamentos rotineiros na prática odontológica. A preocupação em manter a integridade e longevidade clínica do carregamento do parafuso dos componentes no implante, para prevenir complicações como afrouxamento do parafusa e fratura do mesmo, levou a realização de um estudo o qual células de carga aferiram a calibragem da pré-carga do parafuso do pilar protético. O torque foi controlado por um torquímetro digital aferido em alta e baixa velocidade. Foram utilizados os torques recomendados pelos fabricantes, obtendo os seguintes resultados: a pré-carga média geral medido foi de 181,6 + / - 60,0 N para o pilar Nobel Biocare Padrão, 291,3 + / - 41,2 N para o pilar Nobel Biocare Estheticone, 456,5 + / - 44,0 N para o pilar Nobel Biocare MirusCone, 369,7 + / - 32,9 N para o cargo 3i Titanium pilar, 643,4 + / - 143,1 N para o pilar Nobel Biocare CeraOne, 536,3 + / - 68,6 N para o Nobel Biocare "Cilindro de Ouro para fixação" pilar e 556,9 + / - 145,6 N para o pilar Nobel Biocare TiAdapt. A análise de variância revelou diferenças significativas entre os sistemas de pilar ($P < 0,001$) e entre a velocidade de torque (TAN, K.B; NICHOLLS, J.I., 2001).

A pré - carga do parafuso do pilar protético é fator determinante para a estabilidade da conexão. Entretanto, na conexão cone Morse, as cargas laterais são resistidas principalmente pelo desenho cônico, que previne o pilar de falhar. Neste estudo de elementos finitos, cargas estáticas verticais e oblíquas de 300N foram aplicadas em cada amostra. Na carga vertical, estresse de Von Misses concentrou-se em torno da conexão implante- pilar protético no tronco do parafuso e em torno do colar do implante. Já a carga oblíqua resultou no aumento do stress no colar do implante, que foi próximo da resistência do titânio - 690 MPa (AKÇA; K. et al. 2003).

A perda do apertamento de parafusos de implantes continua sendo uma complicação nos procedimentos clínicos da implantodontia. A perda do toque inicial pode ser causada através de fricção entre os componentes pilar - implante. Devido a esse fator, estudou-se a perda do torque inicial em implantes de titânio com componente protético UCLA para hexágono externo. Foram utilizados 4 grupos com 12 corpos de prova cada. (1) implante de titânio, (2) implante de paladium com pilar de paladium, (3) pilar de resina acrílica com UCLA níquel cromo e (4) pilar de resina acrílica com UCLA cromo cobalto. Cada pilar protético foi torquado com 30 N.cm de acordo com a instrução do fabricante e destorquado 3 vezes. A perda do torque aplicado foi comparada com a porcentagem do torque aplicado. Com este estudo concluíram que: o valor do torque aplicado 30 N.cm, é significativo para garantir a qualidade de adaptação entre as peças e os valores de destorque não foram significativos para notificar desadaptação entre as peças (KANO, S. C. et. al., 2006).

Com o aumento dos procedimentos de implantes na prática odontológica, foi investigado o design da interface implante-pilar que esta cada vez mais relacionada aos problemas de desempenho como: micromovimentos e vibrações devido a forças

oclusais as quais podem levar a complicações mecânicas, tais como afrouxamento dos parafusos e fratura do pilar ou implante. A confiabilidade e a estabilidade da interface conexão implante-pilar é um fator crucial na manutenção de um funcionamento em longo prazo. Um estudo realizado em 1988 teve como o objetivo esclarecer a diferença nos padrões de distribuição de estresse entre os implantes os sistemas de conexão hexágono externo e hexágono interno, utilizando modelos in vitro. O sistema HE mostraram um aumento na tensão na região cervical sob carga horizontal, enquanto o sistema HI a tensão estava na área da ponta de fixação. Dentro das limitações deste estudo, foi sugerido que os equipamentos com HI mostrou distribuição de força difundida até a ponta de fixação comparada com os implantes de HE (MAEDA Y, S.; SOGO, M., 2006).

O problema mais presente na implantodontia é o afrouxamento do parafuso. A análise probalística é um estudo que identifica as variáveis de probabilidade, as quais podem determinar a probabilidade de distribuir uma pré-carga cumulativa, para obter uma pré-carga ideal. Um estudo feito teve como objetivo analisar a variabilidade intrínseca das propriedades dos materiais, interações de superfície, e o torque aplicado em um sistema de implante para determinar a probabilidade de obtenção de valores de pré-carga desejada e identificar as variáveis significativas que afetam a pré-carga. Utilizando um programa de software, um pilar de parafuso foi submetido a um torque de aperto e a pré-carga foi determinada a partir de elementos finitos (EF) da análise. O modelo de EF foi integrado com a análise probalística no software. Dois métodos de análise probalística (valor médio e avançado de Monte Carlo de amostragem) foram aplicados para determinar a função de distribuição cumulativa (FDC) da pré-carga. O coeficiente de atrito, o

modulo elástico, proporções de Poisson, e torques aplicados foram modelados como variáveis aleatórias e definida por distribuições de probabilidade. As distribuições de probabilidade separadas foram determinadas para o coeficiente de atrito em ambientes bem úmidos e secos. A análise probalística foi realizada por distribuições cumulativas de pré-carga que foi determinada para cada ambiente. Foi observada uma nítida diferença entre a pré-carga gerada em um ambiente seco em comparação a um ambiente úmido. A probabilidade de obtenção de um valor de pré-carga dentro do intervalo foi aproximadamente 54% para o ambiente úmido e apenas 0,02% para o ambiente seco. A pré-carga é predominantemente afetada pelo torque aplicado e coeficiente de atrito entre os parafusos e implante de menor diâmetro e valores médios de pré-carga FDC, e valores em alta de pré-carga FDC analisado pelo torque aplicado e o módulo elástico do pilar e parafuso. As superfícies mais lubrificadas entre a rosca do parafuso do pilar e implante afeta a pré-carga desenvolvida pelo complexo do implante. Para as superfícies bem lubrificadas, apenas 50% dos implantes terão valores de pré-carga dentro da faixa de aceitação geral. Esta probabilidade pode ser melhorada pela aplicação de um torque mais elevado do que normalmente é recomendado. Também foi sugerido que os materiais com maior módulo elástico ser usado na fabricação do parafuso do pilar para alcanças uma maior pré-carga (GUDA, T.; et. al., 2008).

Avaliar as falhas e complicações de implantes curtos (<10 mm) e coroas unitárias na região posterior e seus fatores de risco em potencial (FRP). Estudos prospectivos foram selecionados de acordo com critérios de escolhidos pelos autores, como padronização de um protocolo de inserção dos implantes, falhas biológicas dos implantes, falhas protéticas e perda óssea marginal. Dezesesseis

estudos com qualidade metodológica foram coletados. Em resumo, 762 implantes curtos foram acompanhados por até 120 meses, em 360 pacientes. A análise quantitativa mostrou que a inserção de implante na mandíbula ($p = 0,0002$) e implantes com comprimento menor ou igual a 8 mm ($p = 0,01$) aumentou a falhas de implantes, falhas protéticas e perda óssea marginal, ao passo que a avaliação qualitativa mostrou que a razão coroa - implante não influenciou na perda óssea marginal. Concluindo que coroas unitárias suportadas por implantes curtos na região posterior são uma opção de tratamento previsível com reduzidas taxas de insucesso, complicações biológicas / protéticos e perda óssea mínima (MEZZOMO, L. A., et. al., 2014).

A evolução da implantologia dentária evidentemente mudou as modalidades de tratamento ao longo dos últimos 25 anos. No entanto a formação de micro-abertura entre as superfícies de fixação do implante e pilar ainda é um dos principais problemas na área da ligação que pode conduzir a falhas mecânicas e biológicas, tais como o afrouxamento do parafuso e perimplantite. Devido a esses fatores em 2014 um estudo realizado teve como objetivo avaliar a correlação entre a infiltração e o afrouxamento do parafuso em diferentes tipos de conexões implante-pilar e / ou geometrias de medição dos valores de torque antes e depois dos ensaios de fadiga. Este estudo teve como resultados significantes onde a maior infiltração foi encontrada na conexão do implante interno com pilar de zircônia. Perda de valor de torque média observada também foi significativamente maior do que as outras geometrias de conexão. Os testes de Spearman revelou uma correlação significativa entre a infiltração e o parafuso de afrouxamento. Tendo como conclusão que a

microinfiltração pode provocar afrouxamento do parafuso. E quanto menos o valor de torque de remoção aumenta a infiltração (SAHIN, C.; AYYILDIZ, S., 2014).

2.4 Ciclagem Mecânica

Os valores de torque de remoção são outro indicador bastante relevante para a avaliação da estabilidade das conexões implante-pilar protético. O valor de torque de remoção é assumido como sendo o valor da pré-carga remanescente no parafuso após ensaio de fadiga – função (CIBIRKA,R.M; et. al., 2001).

O menor desajuste entre as peças pilar - implante manteria uma estável união por resultar em mínima micromovimentação, por isso os valores de tolerância entre as peças de um sistema de implantes estariam diretamente relacionado a qualidade de um sistema, bem como a qualidade da adaptação entre as peças, foi avaliado a micromovimentação dos parafusos de retenção e a resistência à fadiga em função de diferentes torque de fechamento aplicados aos parafusos dos pilares e sob simulação de carga clínica. Infra - estruturas foram fabricadas sobre pilares UCLA e fixadas a implantes de hexágono externo(3i) por médio de um parafuso de ouro. Três grupos de cinco amostras foram criados, sendo em cada grupo aplicado 16, 32 e 48 N.cm de torque, respectivamente. Cada amostra foi fixada em um dispositivo metálico, sendo alinhado um “strain gauge” na base do implante e na infra - estrutura do pilar para registrar o micromovimento da interface. Este conjunto foi levado a uma máquina de ensaios (MTS 810 Material testing system); onde foi aplicada uma carga axial cíclica a 6 mm do centro do implante e 12 mm de altura coronal. A máquina foi calibrada com uma força de 20 a 130 N e uma velocidade de 6 Hz. O micromovimento da interface foi determinado antes da aplicação da carga, e depois de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000, e 100.000 ciclos. Os resultados

mostraram que a interface se manteve estável depois de 100.000 ciclos para os três grupos testados. Um maior micromovimento da interface foi observado no grupo onde foi aplicado 16 N.cm de torque, em todos os intervalos. Diferenças estatisticamente significante foram encontradas no micromovimento entre os grupos testados: grupo 16 N.cm (68 μ m), grupo de 32 N.cm (41 μ m), e grupo 48 N.cm (35 μ m). (GRATTON, D. G. et. al., 2001).

Quando uma força inclinada sobre uma restauração unitária implantossuportada causa uma maior carga que a resistência do parafuso, o mesmo sofre uma deformação permanente. Em tais situações, ocorre a perda do torque de fechamento no parafuso, então a conexão implante - pilar protético abre e/ou o parafuso do pilar se perde. A fadiga dinâmica ocorre quando uma força cíclica é exercida no sistema através da última resistência do material do pilar. Um estudo avaliou a fadiga de parafusos tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro (6 mm) *versus* restaurações sobre implantes de diâmetro convencional (3,75 mm). Em cinco implantes de cada grupo foram fabricadas infra - estruturas metálicas nas quais foram realizados testes de carga cíclicas. Todos os hexágonos assim como os parafusos de ambos os grupos tinham o mesmo diâmetro para permitir comparações. Nos implantes de 3,75 mm foram utilizados parafusos de ouro nos quais foram aplicados torques de 32 N.cm; e nos parafusos dos implantes de largo diâmetro foi utilizado parafusos de titânio com um torque de 25 N.cm, aplicado por um torquímetro Tohnichi 9BTG-N. Duas amostras de cada grupo foram alteradas nas bordas do hexágono interno do pilar com uma broca esférica. Para quantificar as medidas da integridade da interface implante / pilar, foram utilizados medidores de tensão, os quais foram fixados com uma ponta na infraestrutura fabricada no pilar e

a outra ponta num dispositivo alinhado na base do implante. A este conjunto foi aplicada uma carga cíclica com uma máquina fabricada com este propósito; a uma frequência de 11 Hz, com uma carga cíclica compressiva de $120 \pm 10\text{N}$ por 500.000 ciclos. A carga foi aplicada a 4 mm do centro do implante para simular uma carga na cúspide de um molar, a uma altura de 10 mm da união pilar - implante e a 180° da posição do medidor de tensão. Os resultados deste estudo mostraram que ambos os grupos experimentais foram capaz de manter a integridade da união implante - pilar, não existindo diferenças estatisticamente significantes, com uma variação na abertura da união das amostras não alteradas de 0 a 20 μm depois dos 500.000 ciclos. Dentre as amostras que foram alteradas dois 3,75 mm falharam em manter a estabilidade da união (abertura $> 50 \mu\text{m}$), sendo que uma amostra de 3,75mm e uma de 6,0mm fraturaram o parafuso; concluindo que o ajuste interno na interface diminui a vida do parafuso do pilar (HOYER, S.A. et. al., 2001).

Khraisat, et. al. (2002) realizaram estudo avaliando a resistência à fadiga com cargas laterais de Cera Ones e pilares protéticos sólidos conectados a implantes unitários Brånemark® System (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e ITI (Institute Straumann AG, Waldenburg, Suíça), respectivamente. Os resultados obtidos demonstraram resistência à fadiga significativamente melhor do complexo implante-pilar protético do sistema cone Morse da ITI, o que se deve à pré-carga bem como a fricção, as quais têm um papel crucial na manutenção da integridade do complexo. Valores de estresse de Von Mises nos implantes com conexão tipo cone Morse foram muito maiores na superfície do pilar protético que no implante. Entretanto, todos os outros estresses no pilar protético foram menores que no implante. O

implante com conexão tipo cone Morse possui comportamento mecânico superior ao hexágono externo.

Foi realizado um estudo com o propósito de investigar o estresse distribuído em implantes pré-carregados. Esta análise foi feita com 3 tipos de pilares para implantes: 1) Hexágono externo de Branemark com pilar retido por parafuso, 2) ITI 8 tipo cone Morse com pilares cônicos cimentados, 3) ITI 8 cone Morse cônico internamente octogonal pilar parafusado. Foi utilizado para analisar a carga térmica e a adaptação marginal 3 tipos de pré-carga (10 N, horizontal, 35 N; Vertical, 70 N; Obliquo) sobre o complexo coroa-implante. Com este estudo explicaram que em conjuntos parafusados, para obtenção de estruturas seguras, o parafuso deve ser tensionado para produzir uma força de união maior que as forças externas que tendem a separar o conjunto. A carga de apertamento é usualmente proporcional ao torque de apertamento. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Porém, esta pré-carga deve estar dentro do limite elástico do parafuso. Portanto, a pré-carga é uma força inicial criada no parafuso através da aplicação de um torque de apertamento. A aplicação desta pré-carga gera uma força total de apertamento entre as partes do sistema, resultando em uma força de união entre os componentes. Estes autores ainda relatam que as forças de mastigação devem ser menores que a força de pré-carga, para evitar o afrouxamento do parafuso. Isto porque, o parafuso somente afrouxará caso as forças externas, que tendem a separar as partes, sejam superiores às forças que as mantêm unidas (ALKAN, I. et. al., 2004).

A avaliação do *gap* de componentes protéticos após teste de ciclagem. Cinco implantes 3,75 X 10,0mm (Nobel Biocare) foram colocados em uma base rígida.

Foram posicionadas células de carga em cada implante com o propósito de mensurar as cargas aplicadas e a detecção de qualquer estresse devido a mudanças na adaptação das próteses. Foram conectados sobre os implantes *standart* com 4,0 mm de altura (Nobel Biocare) e sobre estes, cilindros de ouro com parafusos de ouro. Os pilares protéticos foram apertados com torque de 20 N.cm seguindo orientação do fabricante e os cilindros com torque de 10 N.cm. Após conexão os mesmos foram submetidos a teste de ciclagem com carga de 200N avaliados no instante de 50 e 200 mil ciclos. Como grupo controle foi utilizado pilares protéticos fabricados sem ciclagem e os resultados não demonstraram alterações nos valores de pré-carga e adaptação dos componentes (HECKER, D.M.; ECKERT, S.E., 2006).

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 desparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso (STEINEBRUNNER, L. et. al., 2009).

Testes de fadiga mecânica sobre implantes sugeriram que fraturas ocorrem em 2 Hz e 30 Hz (χ^2 , $p < 0.05$). Investigaram a frequência e efeitos de deformação no modulo base elástica, taxa de deformação e falha. Foram utilizados um total de 66 implantes os quais foram montados em bases com diferentes materiais (acrílico, alumínio, fibra de vidro, epóxi) e carregados ate 106 ciclos (20 N de 450-500 N) na frequência de 2 Hz e 30 Hz (escolhida para acelerar a frequência ate o ponto de maior estresse). A Absoluta magnitude de tensão e taxas de deformação sob diferentes condições de carga e com diferentes bases foram medidos usando um

implante de estirpes milimétrico. Probabilidades de falhas na distribuição foram analisadas por meio de *Weibull* e análise de dados de vida. A medida de deformação foi utilizada para validar um modelo de FEA. Fraturas de superfície foram analisadas por MEV. A quantidade de falhas e as taxas de falhas por ciclo tiveram diferença significativa entre os implantes testados em 2 Hz e 30 Hz ($p < 0.05$). A magnitude da tensão independe da frequência. Taxas de deformação foram correlacionadas com a frequência e diferiram em valores significantes sob condições de falha (420 N): 2Hz = 8292 μ estirpe /s; (500 N):30 Hz = 80,840 μ estirpe/s. As falhas por fadiga foram significativamente mais propensas a 2Hz do que 30 Hz, enquanto a base e magnitude de carga parecia ter apenas uma pequena influência. A tensão era a mesma nas duas frequências, sugerindo a sensibilidade à taxa de deformação para os comerciantes de implante de titânio puro. Tanto o *Weibull* e a análise por MEV confirmaram o fracasso ao mecanismo de acúmulo de danos mais graves em frequências mais baixas, o que é uma interpretação coerente com a sensibilidade da taxa de deformação (KARL, M.; KELLY, J.R., 2009).

Um trabalho para analisar a influência dos ciclos e do meio ambiente em testes fadiga em implantes dentários de acordo com o protocolo ISO 14801. Foram utilizados 24 implantes Straumann (4,1 mm x 12 mm) foram testados até 5.000.000 de ciclos: carregados em 2 ou 30 Hz em temperatura ambiente de 25° ou em solução soro fisiológico a 37°. O deslocamento de implantes por ciclos foram capturados durante todo o teste. As fraturas de superfície presentes durante os testes foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura. Dois métodos complementares foram desenvolvidos para estimar taxas de surgimento de trinca. Nos resultados encontrados para as fraturas, foram divididos os ciclos entre 350.000

ciclos ou 1,5 milhões de ciclos em ambas as taxas de ciclagem. Após a formação inicial da trinca, o aumento da fadiga aumentava o aparecimento de mais trincas entre 1100-4200 ciclos. Em um microscópio as taxas de crescimento de trinca por fadiga parece ser semelhante aos 2 e 30 Hz, mas pode ser mais lenta quando a presença de solução salina *versus* seca a 2 Hz (LEE, C. K.; KARL, M.; KELLY, J. R., 2009).

Os implantes com conexões em hexágono interno ou em cone Morse foram desenvolvidos para melhorar as características biomecânicas dos implantes de hexágono externo. O objetivo deste estudo foi verificar se as diferenças estruturais destes sistemas influenciam sua resistência à fratura. No qual foi possível concluir que o desenho sólido dos pilares CM proporciona maior resistência a deformação e à fratura em comparação aos pilares HI. (RICCIARDI COPPEDE, A. et. al., 2009)

A adaptação passiva entre prótese e implante é um fator relevante para a estabilidade dos parafusos comuns e o tratamento com sucesso. Assunção e colaboradores em 2010 realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência do desajuste vertical na interface de pilar-implante na manutenção da pré-carga do parafuso de retenção de coroas implanto-suportadas. As coroas foram fabricadas com diferentes tipos de pilares e materiais de revestimento e foram divididas em 5 grupos (n= 12): Ouropilares UCLA fundido em liga de ouro folheado com cerâmica (Grupo I) e resina (Grupo II), pilares de UCLA fundidos em titânio revestida com cerâmica (Grupo III) e resina (Grupo IV), e pilares de zircônia com revestimento cerâmico (Grupo V). As coroas foram unidas aos implantes por meio de um parafusos de retenção de ouro com 35 N.cm de torque de fechamento. As amostras foram submetidas à ciclagem mecânica de até 100.0000 ciclos. As

medições da perda de torque de fechamento e desadaptação da interface pilar - implante foi realizado antes e após ciclagem mecânica. O teste de ANOVA revelou diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$) entre os grupos de desajuste vertical medido antes e após a ciclagem mecânica. Os pilares fundidos em titânio apresentaram os maiores valores de desajuste. A correlação do teste de Pearson não demonstrou correlação significativa ($P > 0,05$) entre o desajuste vertical e o valor de destorque. Concluíram que o desajuste vertical não influencia na manutenção do torque e os pilares fundidos em titânio apresentaram os maiores valores de desajuste.

O tratamento reabilitador protético realizado sobre implantes pode ser comprometido por falhas mecânicas em seus componentes. O presente estudo teve por objetivo avaliar, *in vitro*, o desajuste ocorrido na interface implante – pilar protético por meio da aferição e comparação do torque inicial utilizado no parafuso de fixação dos pilares protéticos em implantes Hexágono Externo e Interno, e também o torque necessário para remoção do parafuso após ciclagem mecânica. Quatro grupos foram estudados: GCMHE- coroa metálica sobre implante HE, GCMCHE - coroa metalocerâmica sobre implante HE, GCMHI - coroa metálica sobre implante HI, GCMCHI – coroa metalocerâmica sobre implante HE. Foi realizada ciclagem mecânica sobre os pilares protéticos utilizando uma simuladora de fadiga mecânica (Máquina ERIOS, ER-11000) com carga axial de 120 N, realizaram 400.000 ciclos com frequência de 60 ciclos/min, ao final dos ciclos foi realizado o destorque dos parafusos. Mediu-se o torque de remoção dos parafusos de fixação dos pilares protéticos com um torquímetro manual. Houve diminuição significativa nos valores de torque de remoção de todas as amostras, e a perda foi ainda maior

nas amostras submetidas à ciclagem mecânica. Foi constatado que houve diminuição nos valores de torque de remoção desses componentes após teste de fadiga mecânica (ROCHA, E. A, et. al., 2011).

3. PROPOSIÇÃO

Considerando que a estabilidade da interface implante/ pilar influencia no sucesso longitudinal das restaurações protéticas de elementos unitários sobre implantes ósseo integrados, o presente trabalho se propôs:

Objetivo Geral

- Avaliar a influência de diferentes conexões no destorque do parafuso Neotorque do pilar protético sobre implantes com proporção coroa - implante (2:1), após ciclagem mecânica.

Objetivo Específico

- Avaliar o destorque dos parafusos Neotorque de sistemas de conexão externa, interna e Morse em relação à condição inicial de torque.
- Determinar o destorque dos parafusos de fixação após a aplicação de uma carga 120 N após 1.000.000 ciclos;
- Determinar a possível correlação entre as variáveis: dimensões da coroa, sistema de conexão, cargas cíclicas, torque aplicado versus destorque.

4. HIPOTEESES

Hipótese 1: Os três sistemas de conexão implante-pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse) apresentam os mesmos níveis de destorque, após submetidos à simulação das condições funcionais (ensaio de fadiga), os mesmos valores proporcionais de destorque.

Hipótese 2: Os três sistemas de conexão implant-pilar protético (HE, HI, CM) não apresentaram perda de torque após simulação de fadiga mecânica.

Hipótese 3: O sistema cone Morse se mostrou melhor que os demais sistemas de conexões testados (HE e HI).

5. METODOLOGIA

5.1 – Materias

Para a realização deste estudo foram utilizados 10 pilares protéticos (munhão universal com parafusos passantes) sobre implante de 3.75 mm de diâmetro x 9 mm de altura com hexágono externo (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil), 10 pilares protéticos (munhão universal com parafusos passantes) sobre implante de 3.75 mm de diâmetro x 9 mm de altura com hexágono interno (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil), 10 pilares protéticos (munhão universal com parafusos passantes) sobre implante de 3.75 mm de diâmetro x 9 mm de altura com cone Morse (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil) (Quadro 1)(Figura 1).



Figura 1 – Implantes CM, HI e HE.

Os pilares protéticos para os sistemas hexágono externo e interno foram padronizados, ambos pilares sólidos, munhão universal anti rotacional e munhão universal II plus sistemas anti rotacional (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil), respectivamente, com cinta de 3 mm, altura 6 mm e diâmetro de 4,5 mm (Figuras 2 e 3)(Quadro 2). Os parafusos utilizados foram: sextavado titânio 4,1 para o sistema hexágono externo e sextavado II plus titânio para o sistema hexágono interno. Os pilares protéticos do sistema cone Morse anti rotacional (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil), devido às suas peculiaridades, foram diferentes dos demais, com pescoço 3mm, altura 6 mm e diâmetro de 3,5 mm com parafuso (Figura 4) , que correspondem às especificações mais próximas a dos outros sistemas. (Quadro 3)



FIGURA 2 – Munhão Universal HE.



FIGURA 3 – Munhão Universal HI



FIGURA 4 – Munhão Universal CM

Quadro 1 – Quadro com a descrição das medidas e implantes utilizados.

<u>Implantes</u>	<u>Composição</u>	<u>Dimensões</u>	<u>Fabricante</u>	<u>Lote</u>
Hexágono externo (TITAMAX TI EX)	Titânio	3.75 mm x 9mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	9 (800069981) 1 (800078591)
Hexágono Interno (TITAMAX II PLUS)	Titânio	3.75 mm x 9 mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	800070243
Cone Morse (TITAMAX CM EX)	Titânio	3.75 mm x 9 mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	2 (800064433) 4 (800071309) 4 (800073111)

Quadro 2 – Quadro com a descrição das medidas e pilares protéticos utilizados.

<u>Pilar Protético</u>	<u>Sistema</u>	<u>Dimensões</u>	<u>Fabricante</u>	<u>Lote</u>
Munhão Universal SF/ HE	Anti rotacional	4,5 x 6x 3 mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	800058744
Munhão Universal/ HI	Anti rotacional	4,5 x 6x 3 mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	9 (800037521) 1 (800041123)
Munhão Universal com Parafuso passante/ CM	Anti rotacional	3.3x 6x 3,5 mm	Neodent®- Curitiba, Paraná, Brasil	800056067

Quadro 3 – Quadro com a descrição dos parafusos utilizados.

<u>Parafusos</u>	<u>Sistema</u>	<u>Fabricante</u>	<u>Lote</u>
Parafuso sextavado NEOTORQUE 4.1 e 4.3	Hexágono Externo	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	800072136
Parafuso Sextavado NEOTORQUE II Plus	Hexágono Interno	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	800068193
Munhão Universal com Parafuso passante	Cone Morse	Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil	800056067

5.2 – MÉTODOS

5.2.1 – Confeção dos corpos de prova e inclusão dos implantes.

Foram confeccionados 30 corpos-de-prova (cps), sendo 10 cps para cada tipo de implante, distribuídos em 3 grupos teste com n=10. Cada implante foi individualmente incluído 7 mm em resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, Brasil) com ajuda de um bloco cilíndrico de cobre feito a partir das medidas do suporte para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica (ERIOS, modelo ER – 11000) (Figura 5) (ϕ 2,5 x 1,5) padronizando a medida das amostras para serem incluídas no suporte da simuladora, os implantes incluídos com um delineador (Bio Art B2, São Carlos, Brasil) ao longo eixo paralelo ao eixo central dos cilindros utilizando-se para tal (MERZ; HUNENBART;BELSER, 2000; STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).



FIGURA 5 – Cilindro de cobre com resina acrílica e implante inserido no centro.

5.2.2 – FIXAÇÃO DOS PILARES E TORQUE DO PARAFUSO

Os pilares protéticos foram fixados aos implantes por meio de seus respectivos parafusos com torque inicial de 20 N.cm para pilar protético munhão universal Hexágono interno, 30 N.cm para pilar protético munhão universal Hexágono Externo e 15 N.cm para pilar protético munhão universal cone (Quadro 4).

Para realização do torque foi utilizado o Torquímetro Digital (Lutron TQ-680, Impac, São Paulo, Brasil) (Figura 6 e 7).



FIGURA 6 – Cp posicionado na morsa para torque de fechamento CM.



FIGURA 7 – Torquímetro Digital TQ- 680

Quadro 4 – Quadro de descrição do torque.

Grupo/quantidade	Implante	Torque
HE/10	Hexágono externo	30 N.cm
HI/10	Hexágono interno	20 N.cm
CM/10	Cone Morse	15 N.cm

5.2.3 – CONFECÇÃO DAS COROAS

Os pilares protéticos são do tipo munhão universal com parafusos passantes, as coroas metálicas com altura de 18 mm, resultando uma relação coroa x implante de 2:1.

Os componentes protéticos foram enviados ao técnico em prótese dentária (Laboratório Pro Lab- Juiz de Fora, Brasil) para a confecção das coroas.

As coroas metálicas foram padronizadas por meio do enceramento de um padrão com cera (Figura 8) para fundição com anatomia correspondente a um pré-molar sobre o análogo munhão universal, que serviu para a confecção de um molde com silicona de condensação Zetalabor (Zhermarck, Rovigo, Itália), a partir do qual foram confeccionadas todas as demais coroas. Total de 30 coroas metálicas.

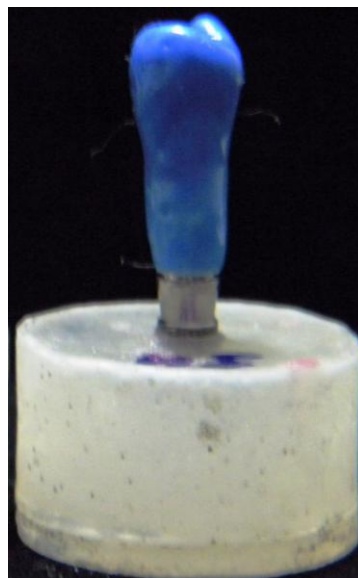


FIGURA 8 – Padronização das coroas em cera.

Foram utilizados cilindros de munhão universal calcinável para a fundição de todas as coroas, a fim de assegurar uma adequada adaptação das mesmas. As coroas foram confeccionadas com um nicho definido a partir de um modelo de resina

auto polimerizável Duralay Polidental® (Cotia, SP, Brasil) (Figura 9), obtido a partir da moldagem em silicóna laboratorial Zetalabor (Zhermarck, Rovigo, Itália) de uma ponta do pistão (ϕ 2,8 x 0,6 x 0,3 cm) da simuladora de fadiga mecânica responsável pela determinação da carga sobre coroas. Esse nicho foi encerado no centro do dente simulando uma carga ao longo eixo do implante (HOYER et al., 2001). O nicho foi criado para que todas as coroas recebessem a carga exatamente no mesmo ponto (Figura 10).



FIGURA 9 – Coroa duplicada com Munhão universal calcinável CM



FIGURA 10 – Padronização do Nicho central

Em seguida, foi realizada a inclusão do padrão de cera com revestimento de alta fusão com posterior evaporação da cera perdida e fundição em metal do tipo níquel-cromo (Verabond 2,USA). As coroas tinham a altura de 18 mm, referente ao dobro da altura do implante (Figura 11).

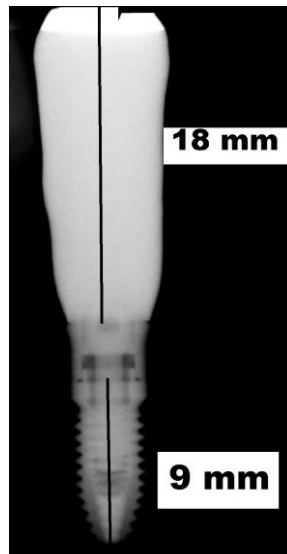


FIGURA 11 – Proporção Coroa x Implante HE

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 (Farmax, Divinópolis, Brasil) previamente (Figura 12) (SANTAFÉ, S. 2010).



FIGURA 12 – Coroa posicionada sobre o pilar protético HI.

Ao final do processo de confecção dos corpos de prova, estes foram identificados e armazenados em estufa (Olidef- Ribeirão Preto - São Paulo-Brasil) a uma temperatura de 37° Celsius.

5.2.4 – CICLAGEM MECÂNICA E DESTORQUE

Uma vez registrados os valores de pré-carga, o conjunto implante-pilar Protético recebia uma coroa metálica de níquel cromo, para que o conjunto completo pudesse ser posicionado no suporte para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica (ERIOS, modelo ER – 11000-Paraná-Brasil) (Figura 13).



FIGURA 13 – Simuladora de Fadiga Mecânica.

Os corpos de provas foram divididos em três grupos compostos de 10 amostras cada um, contendo os 3 tipos de conexão implante-pilar protético. As dez amostras de cada grupo foram submetidos ao teste de fadiga mecânica, imersas em água destilada (Figura 14 e 15), a uma temperatura controlada de 37°C, simulando pressão e desgaste (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).



FIGURA 14 – Corpo de prova Inserido no suporte.



FIGURA 15 – Corpo de prova Posicionado no pistão.

Os corpos de prova foram submetidos a uma ciclagem mecânica (ERIOS. ER-11000) com carga axial de constante de 120 N a 1 HZ, 1.000.000 ciclos, a uma frequência de 75 ciclos/min. Os ciclos foram do tipo regular, isto é, ciclos repetitivos com todas as características constantes, com velocidade constante durante cada teste. Após a aplicação de 1.000.000 ciclos o torque de afrouxamento foi mensurado.

Realizado os ciclos, os cps foram posicionados individualmente em uma morsa (Figura 16) onde as coroas foram removidas e foi feita a mensuração do torque de abertura do parafuso dos pilares protéticos através de um torquímetro digital (Torquímetro Digital Lutron TQ-680, Impac, São Paulo/SP) (Figura 17).

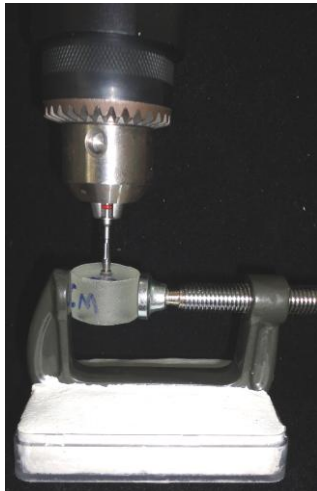


FIGURA 16- Corpo de prova posicionado na morsa



FIGURA 17 – Torquímetro Digital mensurando destorque CM.

5.2.5 - MÉTODO ESTATÍSTICO

Os valores numéricos obtidos das médias da perda de pré-carga foram submetidos a análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) dois fatores e teste de Tukey ($p < 0,05$). A fim de comparar os grupos independentemente, os resultados do destorque foram submetidos a análise estatística, utilizando o teste t de Student, nível de significância $p < 0,05$.

Este estudo segue um esquema fatorial do tipo 2x2.

As variâncias experimentais, ou fatores em estudo, foram: os tipos de conexão implante - pilar protético e a perda do torque de fechamento do parafuso em coroas com altura 2 vezes maior que o implante, após ciclagem mecânica. (ausência ou presença).

A variável resposta foi o valor de destorque obtido no torquímetro digital.

A unidade experimental é N.cm.

A análise estatística foi realizada no programa computacional SPSS 22 (*Statistical Package for the Social Sciences*). A estatística descritiva consistiu no cálculo de medidas e tendência central (média) e de dispersão (desvio padrão) e tiveram representação (gráfico box-plot). A estatística inferencial constituiu ANOVA um fator (efeito fixo).

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (um fator), considera três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa entre a geometria de conexão pilar-implante, a fadiga mecânica e a interação entre os dois fatores.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

6 - RESULTADOS

Pela estatística descritiva foram obtidos os valores em média de destorque (desvio padrão) obtidos pós-ciclagem mecânica para os respectivos grupos: CM - 13,4 N.cm (1,83), HI -17 N.cm (1,69) e HE: 25,6 N.cm (1,95) (Tabla 1)(Gráfico 1).

Tabela 1 – Tabela de avaliação das médias de destorque e desvio padrão.

Grupo	n	Destorque (N.cm)	
		Média	Desvio Padrão
Cone Morse	10	13,4	1,83
Hexágono Interno	10	17	1,69
Hexágono Externo	10	25,6	1,95

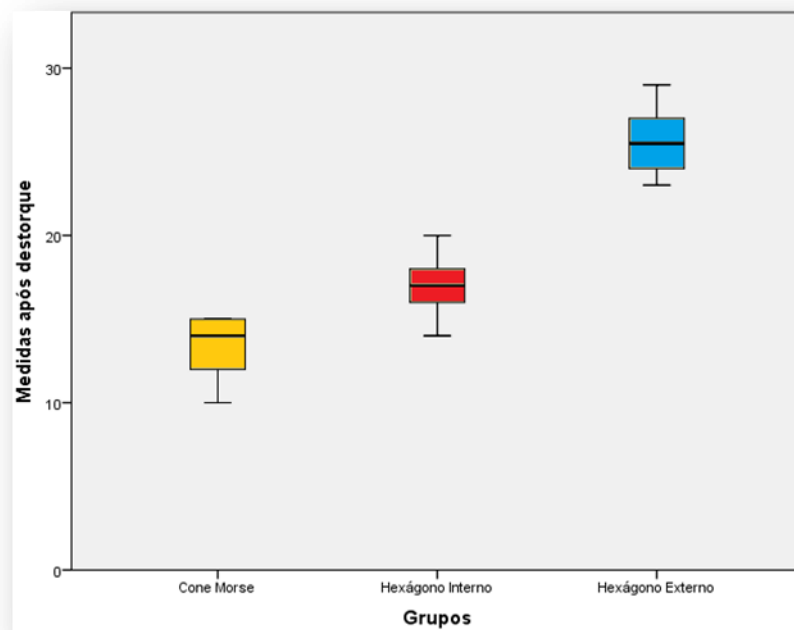


Gráfico 1 – Bloxplot das médias de cada grupo após destorque.

Para comparar os três grupos em relação a geometria da conexão pilar – implante após fadiga mecânica foi feito o teste de Análise de Variância (ANOVA) ($p < 0,05$), o qual não obteve significância estatística ($p > 0,05$) (Tabela 2).

Tabela 2 – Tabela de análise de Variância $p < 0,05$.

	df	Soma dos quadrados	Quadrado médio	P valor
Entre Grupos	2	116,268	58,134	0,526
Nos Grupos	27	2383,280	88,270	
Total	29	2499,548		

Para avaliar cada grupo independentemente em relação a perda de torque inicial após ciclagem mecânica, foi realizada o teste t de student independente ($p < 0,05$), tendo resultado estatisticamente significativo para perda de torque inicial dentro de cada grupo (Tabela 3).

Tabela 3- Teste t de student para grupos independentes.

Grupo	n	Torque	Destorque	p valor
Cone Morse	10	15 N.cm	13,4 N.cm	0,022
Hexágono Interno	10	20 N.cm	17 N.cm	0,000
Hexágono Externo	10	30 N.cm	25,6 N.cm	0,000

7- DISCUSSÃO

7.1- Materias

O primeiro tipo de conexão protética para implantes lançada no mercado foi o sistema de encaixe tipo hexágono externo, originalmente idealizado e desenvolvido por Branemark e que passou a ser copiado por inúmeras empresas. Com o passar do tempo e com o aumento da utilização dos implantes osseointegráveis pelo clínico, muitos problemas de ordem biomecânica: afrouxamento e/ou fratura do parafuso, formação de gap e perda óssea começaram a surgir (CIBIRKA, R. M.; NELSON S.K.; LANG B.R.; RUEGGEBERG, 2001; MISCH, C.E., 2005; MISCH, C.E., 2006). Na tentativa de minimizar essas complicações mecânicas, novos desenhos geométricos dessas conexões foram desenvolvidos com princípios da bioengenharia.

Foram utilizados pilares protéticos para próteses cimentadas (munhões universais) permitindo uma padronização dos pilares, já que se trata de diferentes sistemas de conexão implante - pilar protético. Além disso, os trabalhos cimentados fornecem melhor estética, facilidade de confecção, contatos oclusais satisfatórios e menores índices de perda de parafusos (PIETRABISSA,R., et. al., 2000, FREITAS, A. C., et. al., 2011).

A escolha do munhão universal foi devida ao fato dele se uma outra variedade de pilar muito utilizada pelos implantodontistas, existem 3 sulcos em sua face externa, o que faz esperar que ele proporcione uma maior taxa de retenção da coroa com o munhão.

No sistema cone Morse, devido a espessura reduzida no colar do implante poderia eventualmente diminuir a resistência mecânica do corpo do implante,

particularmente sob forças oblíquas, o que se exclui neste estudo, pois as forças utilizadas foram axiais e cêntricas. Os diâmetros dos parafusos do pilar - protético de 3,3 e 4,1mm são os mesmos, o que muda é a espessura de metal em torno do parafuso do pilar protético, que é aumentada nos implantes de diâmetro 4,1 mm (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003).

Os implantes curtos vêm sendo utilizado como uma solução em longo prazo viável em locais com altura reduzida do osso, eliminando assim a necessidade de cirurgias avançadas às quais são dispendiosas e de difícil aceitação por parte de alguns pacientes, necessita de segundo sítio cirúrgico, podendo oferecer riscos de injúrias vasculares, neurológicas e morbidade pós-operatória para o ganho de altura óssea (MISCH, C. E., 2006; LAI, H. C. et al.,2012;SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C., 2012; LAI, H. C. et. al.,2012 MONJE, A. et. al., 2013; MEZZOMO, L. A., et. al.,2014), mesmo quando os parâmetros protéticos excedem os valores proporção prótese – implante, desde que a força de orientação e de distribuição de cargas apresenta - se favorável para o complexo implante – pilar – prótese, o uso de implantes curtos está indicado (MISCH, C. E., 2006; TAWIL,G.; ABOUJAOUDE,N.; YOUNAN,R. 2006, LAI, H. C. et. al.,2012;SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C., 2012; LAI, H. C. et. al.,2012 MONJE, A. et. a.l, 2013; MEZZOMO, L. A., et. al., 2014).

O parafuso Sextavado Neotorque, recoberto com carbono, foi escolhido para ser avaliado, pois ele é um produto bastante recente produzido pela NEODENT, a qual alega (em sua propaganda) que ele "... reduz o coeficiente de atrito, assim melhorando a pré-carga."

A equipe envolvida no artigo Schwonbach et al (2008), da qual consta o Proprietário da NEODENT, nele teceu várias considerações a respeito do parafuso com recobrimento de carbono, inclusive citando que o processo envolvido é conhecido como Diamond-Like Carbon ou Diamond Like-Carbon (DLC). Apenas por curiosidade, a tradução desta expressão pode ser Carbono semelhante ao Diamante, pois este processo consiste na formação de uma camada de carbono, com a mesma aparência do diamante; este processo pode ser tanto pelo sistema CVD (Chemical Vapor Deposition) ou PVD (Physical Vapor Deposition). Os autores Kim et. al. (2005), também utilizaram o revestimento de carbono, via DLC, mas aplicado apenas no topo de 10 implantes, para avaliar o afrouxamento do parafuso do pilar, lembraram que as propriedades do filme DLC incluem maiores dureza, resistência ao desgaste, estabilidade química e biocompatibilidade, por ser um material semelhante ao diamante.

7.2 – Métodos

O grau de adaptação da interface implante - pilar protético está diretamente relacionado com a precisão na fabricação dos componentes, mas também com o torque aplicado nos parafusos dos pilares. Quando são seguidas as normas recomendadas pelo fabricante do sistema, a desadaptação é minimizada, com consequente redução da microinfiltração bacteriana (GRATTON, D.G.; AQUILINO, A.S.; STANFORD, C.M., 2001), por isso, neste estudo, foi utilizado 20 N.cm para os hexágonos internos, 30 N.cm para hexágonos externos e 15 N.cm para cone Morse, seguindo as recomendações do fabricante.

Para a confecção dos corpos de prova, optou-se pelo uso da resina acrílica ao invés do metal para a retenção dos implantes, porque o osso vivo aos quais os implantes são conectados é um tecido que possui maior módulo elástico do que o aço, mais parecido com a resina acrílica (PIETRABISSA, R., et. al., 2000). Os implantes foram inseridos na resina acrílica para imitar as condições orais, onde o osso pode absorver algumas forças transmitidas para o parafuso da conexão implante - pilar protético (STEINEBRUNNER, L., et. al., 2008).

As coroas metálicas confeccionadas não foram cimentadas, apenas encaixadas sobre os pilares protéticos previamente isolados com fina camada de vaselina sólida para a realização do experimento, o que garantiu uma fácil remoção das coroas após a ciclagem mecânica.

Por outro lado, a situação clínica que estava sendo reproduzida apresentaria a cimentação da coroa metálica. A presença de uma camada de cimento deformável poderia compensar erros de translação, produzidos durante o processo de manufaturamento, e o cimento poderia agir absorvendo a deformação causada pela

desadaptação e, desta forma, preservando a conexão implante-pilar protético. (PIETRABISSA, R., et. al., 2000), porém como foi utilizado munhão universal calcinável anti - rotacional para a confecção das coroas, os movimentos de translação estão descartados.

Desta forma, conforme o tipo de cimento eleito teria – se maior ou menor absorção de cargas, ou seja, maior ou menor proteção da conexão implante - pilar protético (FREITAS, A. C. Jr., et. al., 2011). Baseado no estudo de Wittneben, J. G.; Millen, C.; Bragger, U., em 2014, o qual concluíram que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as taxas de insucesso dos diferentes tipos de reconstrução com coroas aparafusadas e cimentadas do tipo cerâmica ou metalocerâmica e entre os materiais do pilar (titânio, ouro, cerâmica). A taxa de insucesso de reconstruções cimentadas não foi influenciada pela escolha de um cimento específico, porém o tipo cimento influenciou na perda de retenção das coroas. Sendo assim, considerou-se que a situação de ausência de cimento seria padrão para os três grupos e que não haveria qualquer prejuízo em relação à validade dos resultados.

A ciclagem mecânica tem sido utilizada em estudos laboratoriais (MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C, 2000; HECKER, D.M.; ECKERT, S.E, 2006). A estrutura a ser avaliada é submetida a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controlada (STEINEBRUNNER, L, et. al., 2008).

Kraisat et. al. (2004) alegaram que o reaperto ajuda a minimizar a possibilidade de instalação do relaxamento (afrouxamento), o qual prejudicaria a união dos componentes. Um dos problemas mais frequentes nas próteses sobre

implantes continua sendo o afrouxamento do seu parafuso. Por isto, alguns dos fabricantes têm tentado fazer algum tipo de tratamento superficial no parafuso do pilar, visando melhorar a estabilidade de seu torque. Este tratamento é um revestimento com carbono, como no caso daquele parafuso utilizado no presente trabalho e também estudado por Schwonbach et al (2008).

A aplicação cíclica de carga de compressão axial aqui utilizada foi escolhida, para que assim ficasse simulada mastigação humana, como também o fizeram Cibirka et. al. (2001), Gratton, Aquilino e Stanfor (2001) , Khraisat et. al. (2004).

7.3 - Resultados

Os resultados obtidos pelo teste t student independente (tabela 3) onde o torque de remoção dos parafusos de fixação de pilares protéticos em cada grupo foi significativamente menor que o torque de fechamento, representando que houve perda de torque de fechamento em todos os grupos individualmente (RICCIARDI COPPEDE, A. et. al., 2009; ROCHA, E. A., et. al., 2011, TAN, K. B; NICHOLLS, J. I. 2001; GUDA, T.; et. al., 2008; SAHIN, C.; AYYILDIZ, S., 2014), portanto, Kano e colaboradores (2006) não obtiveram diferenças significativas estatisticamente referente a perda de torque de fechamento, tendo em vista que estes trabalhos utilizaram metodologia de quantidade de ciclos menor que a deste estudo.

Os dados obtidos afirmam que existe uma diminuição nos valores de torque de remoção desses componentes e que a ciclagem mecânica aumenta a probabilidade de desajuste na interface implante - pilar protético. Tais dados indicam a necessidade de acompanhamento clínico das próteses unitárias sobre implantes e que reajustes periódicos dos pilares protéticos podem ser necessários (RICCIARDI COPPEDE, A. et. al., 2009, ROCHA, E. A., et. al., 2011).

Portanto, a pré - carga estabelecida nos parafusos dos componentes protéticos é um fator que pode somar a estabilidade do conjunto, havendo então maior adaptação das roscas do parafuso do intermediário às do implante. Quando esse pré - torque inicial for inadequado ou forças externas ultrapassem o limite, ocorre inevitavelmente o afrouxamento do parafuso ou até mesmo a fratura destes, levando conseqüentemente a uma maior concentração de forças na interface osso - implante (GRATTON, D.G.; AQUILINO A.S.; STANFORD C. M, 2001; ALKAN,I. et. al., 2004; LEE, C. K.; KARL, M.; KELLY, J. R, 2009).

Segundo os resultados obtidos pelo teste de ANOVA (Tabela 2), onde não houve diferença estatisticamente significativa ($p= 0,526$) em relação aos tipos de conexão em relação a altura da coroa – implante (2:1) sob influência da ciclagem mecânica, corroboram com Cibirka, et. al. (2001) que concluíram em seu estudo que mesmo com o aumento do pilar protético ou o grau de tolerância de ajuste entre conexões tipo HE e CM não produziu efeito significativo sobre os valores de destorque dos parafusos do pilar protético após 5.000.000 ciclos em teste de fadiga.

O resultado não significativo entre grupos também foi encontrado nos estudos de Dixon, et. al. (1995), que não obteve diferença estatisticamente significativa entre os sistemas e conexões pilar – implante estudados em relação a existência de micromovimentação do parafuso do pilar em sistemas de pilares anti – rotacionais, desenvolvido como um fator para evitar a movimentação do parafuso do pilar.

Moraes, et. al. (2013) obteve como resultado em seu estudo que mesmo aumentando a altura da coroa, o deslocamento do parafuso e a concentração de cargas foram insignificantes para cargas axiais, porém foram relevantes em carregamentos oblíquos. O que explica em nosso estudo onde não houve estatística significativa entre os 3 tipos de conexão levando em conta a relação altura da coroa – pilar – parafuso, pois só foi aplicada cargas axial e cêntrica, essas forças concentram-se na região cervical das coroas, interface infra - estrutura e implante, plataforma do implante e primeiras roscas do implante (MORAES S. L., et. al., 2013).

Já na carga oblíqua, as mais altas tensões concentraram-se no pescoço do parafuso da coroa; interface coroa - plataforma do implante, plataforma do implante até a segunda rosca, terço cervical da coroa (MORAES S. L., et. al., 2013).

Cargas axiais são favoráveis, pois distribuem uma tensão uniforme em torno do implante; entretanto, força oblíqua são mais severas, pois aumenta a concentração de tensões sobre o implante (MISCH , 2005).

Diante do que foi exposto, salienta - se a importância de um ajuste oclusal rigoroso, para que os contatos cêntricos possam ser direcionados para a porção mais próxima do longo eixo do implante, pois esses contatos favorecem a melhor distribuição de tensão na interface pilar – parafuso - implante, permitindo, nos movimentos excêntricos, somente os contatos funcionais, para evitar forças oblíquas que, reconhecidamente, iriam potencializar os níveis de tensão nas estruturas associadas. Isto é relevante, pois a sobrecarga gerada pelo carregamento oblíquo, somada a outros fatores biomecânicos e sistêmicos do paciente podem conduzir ao fracasso da ósseointegração e sucesso longitudinal das próteses implantossuportadas (MISCH, 2005; MORAES, S.L, 2013, MORAES, S. L. D 2013).

No entanto, no estudo realizado por Khraisat, et. al. (2002) comparando implantes dos sistemas, hexágono externo e cone Morse, para próteses unitárias com um teste de resistência à fadiga, resultados superiores foram encontrados no grupo do sistema cone Morse que não apresentou nenhuma falha após receber uma carga de 100N por 1.800.000 de ciclos. No grupo do hexágono externo todos os implantes falharam antes da ciclagem estar completa, tendo em vista que a metodologia de fadiga mecânica foi diferente da utilizada neste trabalho.

Shin e colaboradores em 2014 concluíram em seu estudo que a junta externa era mais vantajosa do que o cone interno em termos de perda de torque de remoção pós-carga, o que não foi encontrado nesta pesquisa. Salienta-se que o estudo de

Shin e colaboradores em 2014 utilizaram pilares com diâmetro maior do que os utilizados neste estudo.

A investigação de sistemas de conexões mais estáveis faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes pode ser mais indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível (SHIN, HYON-MO; et. al.,2014). Novas propostas de materiais e componentes protéticos surgirão e os estudiosos continuarão a se empenhar em eliminar a desadaptação e falhas biomecânicas, obtendo-se, assim, uma satisfatória adaptação marginal entre implante e pilar protético.

A relação altura da coroa sobre implante é uma questão que não existe um consenso na literatura e na prática odontológica, por isso, a necessidade de realizar mais estudos com o intuito de obter mais dados para compreensão e correto planejamento das próteses implantossuportada, avaliando a altura da coroa na tendência ao deslocamento e na distribuição das tensões sobre os tipos de implantes e em toda estrutura associada, como também no tecido ósseo.

8. CONCLUSÃO

Com este trabalho pode-se concluir :

- O tipo de conexão pilar - implante e da proporção coroa – implante (2:1) não influenciou na perda de torque após a ciclagem mecânica;
- A ciclagem mecânica influenciou na perda de torque dentro de cada grupo de conexão pilar – implante.

9. REFERÊNCIA

ADELL, R., et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v.10, n. 6, p.387- 416, Dec 1981.

ALKAN, I.; SERTGOZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implants screws. **J Prosthodont**, v. 91, n. 4, p. 319-325, April. 2004.

ANDERSON, B., et. al. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: Results from a prospective study on CeraOne. **Int J Prosthodont**, v.11, n.3, p.212-218, 1998.

ASSUNÇÃO, W. G. A., et. al. Effect of Vertical Misfit on Screw Joint Stability of Implant-Supported Crowns. **Journ of Mater Engineer and Perfoman**, v. 20, n. 6, p. 947-951, 2011.

AKÇA, K.; CEHRELI, M.C.; 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**, v. 14, n. 4, p. 444-54, Aug, 2003.

FREITAS, A. C. Jr., et. al. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. **Eur J Oral Sci**, v. 119, n. 4, p. 223-30, 2011.

CIBIRKA, R. M, et. al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthetic Dent**, v. 85, n. 3, p 268-275, March. 2001.

DIXON, E.T. et. al. Comparison of screw loosening, rotatios, and deflection among three implant designs. **J Prosthetic Dent**, v.74, n.3, p.270-78,1995.

GOODACRE, C. J.; KAN, J. Y.; RUNGCHARASSENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent**, v.81,p. 537-552,1999.

GRATTON, D. G.; AQUILINO A. S.; STANFORD C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthetic Dent**, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

GUDA, T.; et. al. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. **J Prosthet Dent**, v. 100, n. 3, p. 183-193, 2008.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. 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**, v.95, n. 1, p. 26-32, 2006.

HOYER, S.A, et. al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 6, p. 599-607, Jun. 2001.

JEMT, T., et. al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.1, p. 29-36, 1991.

KANO, S.C.; et. al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **J Prosthetic Dent**, v.15, n.2, p. 77-81, (March-April) 2006.

KARL, M.; KELLY, J. R. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. **Dental Materials**, v. 25, n.11, p.1426-1432, June. 2009.

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**, v. 91, n. 4, p. 326-34, April 2004.

KIM, S. K.; et. al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. **J Oral Rehab**, v. 32, p. 346-350, 2005.

LEE, C. K.; KARL, M.; KELLY, J. R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. **Dental Materials**, v.25, n.11, p. 1419-1425, 2009.

LAI, H. C. et. al. Long-term outcomes of short implants supporting single crowns. **Clin Oral Implants Res**, v. 24,n. 2, p. 230-7, 2013.

MAEDA Y, S.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J Oral Rehabil**, vol. 33, n. 1, Jan. 2006.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n.4, p. 519-526, Jul-Aug 2000.

MEZZOMO, L. A., et. al. Meta-analysis of single crowns supported by short (<10 mm) implants in the posterior region. **J Clin Periodontol**, v. 4, n. 2, p.191-213, 2014.

MISCH, C. E. Short dental implants: a literature review and rationale for use. **Dentistry Today**, v. 24, n. 8, p. 64-6, 2005.

_____. Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. **Journal of Periodontology**, v. 77, n. 8, p. 1340-47, August 2006.

MONJE, A., et. al. Do Implant Length and Width Matter for Short Dental Implants (6- 9 mm)? A Meta-Analysis of Prospective Studies. **J Periodontol**, v.84, n.12, p. 1783-1791, Mar. 2013.

MORAES, S. L., et. al. A 3-D element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. **Braz Dent J**, v.24, n.6, p.635-41, 2013.

MORAES S. L. D., et. al. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown--implant ratios. **Comput. Method Biomec**. DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2013.820719>, 2013.

NAERT I.; QUIRYNEN M.; van STEENBERGHE D.; DARIUS P. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J Prosthet Dent** , v. 67, n. 2, p. 236-45, 1992.

NORTON, M. R. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. **Clin Oral Implants Res**, v. 11, n. 5, p. 458-64, Oct 2000.

PIETRABISSA, R., et. al. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v. 11, n.5, p. 448-57, Oct 2000.

ROCHA, E. A. et. al. Análise de destorque HE x HI e formação de Gap entre coroas metálicas e metalocerâmicas após ciclagem mecânica. **Rev. Bras. Implant**, v. 4, n.17, p. 18-23, 2011.

RICCIARDI COPPEDE, A. et. al. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. **Clin Oral Implants Res**, v. 20, n. 6, p. 624-32, Jun 2009.

SAHIN, C.; AYYILDIZ, S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n. 1, p. 35-38, 2014.

SALVI, G. E.; LANG, N. P. Changing paradigms in implant dentistry. **Crit Rev Oral Biol Med**, v.12, n. 3, p. 262-72, 2001.

SÁNCHEZ-GARCÉS, M. A.; COSTA-BERENGUER, X.; GAY-ESCODA, C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 14, n.4, p. 508-16, 2012.

SANTAFE, S. Avaliação da pré-carga e torque de remoção pós ciclagem mecânica de três sistemas de conexão implante – pilar protético. [Dissertação] Pontífica Universidade Católica do Rio Grande do Sul - Porto Alegre. 2010.

SCHWONBACH, E. R., et. al. Pré- carga de parafuso com tratamentode superfície Diamond-like carbon: prevenção do desaperto. **RGO**, v.56, n.1, p. 93-96,2008.

SHIN, HYON-MO; et. al. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. **J Adv Prosthodont**, v. 6, n.2, p. 126-32, 2014.

STEINEBRUNNER, L., et. al. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin Oral Implants Res**, v. 19, n. 12, p. 1276-84, 2008.

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n 3, p. 367-77, May-Jun 2001.

TAWIL, G.; ABOUJAOUDE, N.; YOUNAN, R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 21, n. 2, p. 275-282, 2006.

WITTNEBEN, J. G.; MILLEN, C.; BRAGGER, U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.29,p. 84-98 , 2014