

JOANNA BORTOLOTTO DE DAVID

**ANÁLISE IN VITRO DA LIBERDADE ROTACIONAL EM CONEXÕES DE
IMPLANTES HARD COM TORQUES DE INSTALAÇÃO ELEVADOS.**

CAMPO GRANDE
2014

JOANNA BORTOLOTTO DE DAVID

**ANÁLISE IN VITRO DA LIBERDADE ROTACIONAL EM CONEXÕES DE
IMPLANTES HARD COM TORQUES DE INSTALAÇÃO ELEVADOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia “Prof. Albino Coimbra Filho”, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho

Co-orientador: Prof. Elizeu Isaurralde

CAMPO GRANDE
2014

FOLHA DE APROVAÇÃO

JOANNA BORTOLOTTO DE DAVID

**ANÁLISE IN VITRO DA LIBERDADE ROTACIONAL EM CONEXÕES DE
IMPLANTES HARD COM TORQUES DE INSTALAÇÃO ELEVADOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia “Prof. Albino Coimbra Filho”, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Resultado _____ (preenchido pela banca: Aprovado/Reprovado)

Campo Grande (MS), _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho

Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Elizeu Isauralde

Instituição: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

Prof. Dr. Paulo de Tarso Coelho Jardim

Instituição: Universidade Anhanguera Uniderp

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus colegas de profissão, em especial aos que me inspiram através da qualidade técnica do que fazem, do comportamento humano e apaixonado com que servem ao próximo.

AGRADECIMENTOS

- Ao meu orientador, Prof Túlio Marcos Kalife Coelho, por me abrir as portas para esta jornada, sendo sempre seguro em suas considerações, vigiando e acolhendo minhas dúvidas. É motivo de felicidade e orgulho ter tido a chance de conhecer este homem, que além de ensinar, me inspirou.
- Ao co-orientador Elizeu Isaurralde, pela experiência e forma paternal com que trata `a todos.
- Aos meus pais, que mesmo com suas batalhas pessoais, generosamente, sempre demonstraram serem as minhas as mais importantes. Obrigada por me amarem mais e melhor.
- A Diego dos Santos Perez, meu esposo, meu grande companheiro, meu amigo, meu “professor”, uma das pessoas de maior valor moral que eu conheço. Pura inspiração!
- Ao engenheiro César Campaneri e sua equipe (Conexão Sistema de Prótese®), por toda receptividade, conhecimento, e gentileza dedicados ao meu orientador e a mim.
- Ao Programa Stricto Sensu em Odontologia, por ter proporcionado todo apoio logístico para execução do meu projeto, e estar empenhado em se tornar referência em pós-graduação.
- A Vera Lúcia Furlanetto, que estando na secretaria da pós-graduação, se desdobra para ajudar `a todos, esclarecendo com paciência nossas dúvidas, sem no entanto perder a agilidade e a doçura.

EPÍGRAFE

*“O homem vangloria-se de ter imitado o
vô das aves com uma complicação
técnica que elas dispensam.”
(Carlos Drummond de Andrade)*

RESUMO

De David JB. Análise in vitro da liberdade rotacional em conexões de implantes hard com torques de instalação elevados. Campo Grande; 2014. [Dissertação – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul].

O objetivo deste estudo foi avaliar se o hexágono externo de implantes Ti G4 hard Master Grip Conexão® (Arujá, São Paulo, Brasil), sofreriam, após aplicação de torques elevados, aumento da distância entre os lados e dos ângulos de liberdade rotacional (LR). Seis grupos com N=10 foram formados: Gp1 (40 Ncm); Gp2 (60 Ncm); Gp3 (70 Ncm); Gp4 (80 Ncm); Gp5 (90 Ncm); Gp6 (100 Ncm). Os implantes foram inseridos em uma placa de alumínio previamente perfurada por uma broca CNC, e o aferidor digital do tipo célula– Mackena Ind. E Com Ltda®, foi utilizado para aplicação dos torques. Para medição dos lados dos 60 corpos de prova (implantes/pilares cerâmicos), antes e após tais aplicações, foi utilizada uma tridimensional ótica multisensor CMMs – Easy Scope 3D - Werth®, com aumento de 200x. Assim, a imagem digital dos hexágonos foi gerada automaticamente. O software CAD-3D Solidwork® - Dassault Systemes S.A, sobrepôs as imagens de cada amostra de implante e seu respectivo pilar para calcular a liberdade rotacional. As medidas lineares mantiveram-se estatisticamente iguais entre os grupos antes e após a aplicação dos torques. A média e o desvio padrão da LR para cada grupo antes e após a aplicação dos torques foi respectivamente: Gp1 ($1,731^\circ \pm 0,238^\circ$ e $1,748^\circ \pm 0,186^\circ$); Gp2 ($1,653^\circ \pm 0,278^\circ$ e $1,677^\circ \pm 0,296^\circ$); Gp3 ($1,653^\circ \pm 0,207^\circ$ e $1,699^\circ \pm 0,236^\circ$); Gp4 ($1,495^\circ \pm 0,106^\circ$ e $1,587^\circ \pm 0,247^\circ$); Gp5 ($1,590^\circ \pm 0,214^\circ$ e $1,683^\circ \pm 0,257^\circ$); Gp6 ($1,652^\circ \pm 0,211^\circ$ e $1,552^\circ \pm 0,261^\circ$), estando todas abaixo dos 2° , o padrão considerado desejável. Apesar da média para o Gp6 ter demonstrado decréscimo após torque, estatisticamente para ambos os testes, Oneway Anova e o teste T-pareado, não houve nenhum resultado em que $P < 0,05$, sendo os grupos e os pares comparados inicialmente e após os torques considerados semelhantes em todos os níveis de torque. Concluímos que a busca por uma estabilidade primária através de um torque máximo de 100 Ncm não causa aumento da liberdade rotacional do conjunto pilar implante quando ligas em titânio grau 4 hard são empregadas na sua confecção.

Palavras-chave: Implante de torque interno; titânio; liberdade rotacional.

ABSTRACT

De David JB. In vitro analysis of rotational freedom in hard implants connections with high torques installation. Campo Grande; 2014. [Dissertation – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul].

The aim of this study was to evaluate if the external hexagon G4 Ti hard Grip Master Connection® (Arujá/São Paulo/Brazil) implants suffer after application of high torque, increasing the distance between the sides and angles of rotational freedom (LR). Six groups with N = 10 were formed: Gp1 (40 Ncm); Gp2 (60 Ncm); Gp3 (70 Ncm); Gp4 (80 Ncm); Gp5 (90 Ncm); GP6 (100 Ncm). The implants were inserted into an aluminum plate previously pierced by a CNC drill, and digital sealer cell- Mackena Ind. E Com Ltda® , was used to apply torques . Easy 3D Scope - Werth® with 200x magnification for measurement of the sides of 60 specimens (implants/abutments ceraone) before and after such applications, a three-dimensional optical multisensor CMMs was used. Thus, the digital image of the hexagons was automatically generated. The 3D-CAD Solidwork® software - Dassault Systemes SA, superimposed images of each sample and its respective implant abutment to calculate the rotational freedom. Linear measures remained statistically similar in both groups before and after the application of torques. The mean and standard deviation of the LR for each group before and after the application of torques were respectively : Gp1 ($1,731^{\circ} \pm 0,238^{\circ}$ and $1,748^{\circ} \pm 0,186^{\circ}$); Gp2 ($1,653^{\circ} \pm 0,278^{\circ}$ and $1,677^{\circ} \pm 0,296^{\circ}$); Gp3 ($1,653^{\circ} \pm 0,207^{\circ}$ and $1,699^{\circ} \pm 0,236^{\circ}$); Gp4 ($1,495^{\circ} \pm 0,106^{\circ}$ and $1,587^{\circ} \pm 0,247^{\circ}$); Gp5 ($1,590^{\circ} \pm 0,214^{\circ}$ and $1,683^{\circ} \pm 0,257^{\circ}$); GP6 ($1,652^{\circ} \pm 0,211^{\circ}$ and $1,552^{\circ} \pm 0,261^{\circ}$), with all below 2° , the standard considered desirable. Although the average for the GP6 have demonstrated a decrease after torque statistically for both tests, Oneway ANOVA and paired T-test, there were no results where $P < 0,05$, with groups and pairs, and after initially compared the torques considered to be similar at all levels of torque. We conclude that the search for a primary stability through a maximum torque of 100 Ncm not cause increased rotational freedom of the implant abutment assembly when titanium alloys hard grade 4 are used in its manufacture .

Keywords: Internal torque implant; titanium; rotational freedom.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação (grau), número da norma ASTM, composição química (% em peso), resistência a tração (RT), módulo de elasticidade (E) e dureza Brinell (HB) - FONTE: ELIAS et al., 2013.....	45
Tabela 2 - Para cada grupo (N=10) são apresentadas a média (M), o desvio padrão (DP) eo valor de P (significância) das distâncias (mm) entre os três lados dos hexágonos dos pilares e dos implantes, inicialmente e após aplicação dos torques, 2014.....	57
Tabela 3 - São apresentadas para cada grupo: a média do desajuste angular do conjunto pilar/implante inicial (DAI) e pós-toque (DAT), o desvio padrão (DP), intervalo de confiança (IC), e valor de p (significância), 2014.....	58

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Implate Master Grip (a); pilar ceraone (b); conjunto formador do corpo de prova (c) - Conexão®, 2014.....	50
Figura 2 - Inserção manual do implante com chave TI (a); finalização da inserção dos implantes com torquímetro manual, sem ultrapassar 30 Ncm (b); relação de justaposição entre o implante e o topo da perfuração (c); todos os 60 implantes posicionados (d), 2014	51
Figura 3 - Equipamento de medição por coordenadas – tridimensional ótica multisensor CMMs – Easy Scope 3D – Werth®, 2014.....	52
Figura 4 - Pilar estabilizado por uma morsa tendo a imagem do seu HI capturada pelo sensor ótico da Easy Scope 3D – Werth®, com aumento de 200x (a, b), e o mesmo sendo realizado no HE do implante (c, d). Automática reconstrução digital dos hexágonos no segundo monitor interligado (e), 2014.....	53
Figura 5 - Célula Mackena Ind. e Com Ltda®, utilizada para aplicação dos 6 diferentes níveis de torque, 2014.....	54
Figura 6 - Liberdade rotacional simulada através do software CAD-3D Solidwork®, 2014.....	55
Figura 7 - Variação da média do desajuste angular dos 6 grupos antes da aplicação dos torques, 2014.....	58
Figura 8 - Variação da média do desajuste angular dos 6 grupos após a aplicação dos torques, 2014.....	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SB	Saúde Bucal
ABIMA	Associação brasileira da Indústria de artigos e equipamentos médicos, odontológicos, hospitalares e laboratoriais
LR	Liberdade rotacional
HE	Hexágono externo
Ti	Titânio
LR	Liberdade rotacional
Cp	Comercialmente puro
CNC	Controle numérico computadorizado
G4	Grau 4
ACP	Colégio Americano de Prótese Dentária
AMMP	Academia Americana de Prótese Maxilo facial
Gp	Grupo
TI	Torque de inserção
TR	Torque de remoção/reverso
AFR	Análise pela frequência de ressonância
DAI	Desajuste angular do conjunto pilar/implante inicial
DAT	Desajuste angular do conjunto pilar/implante pós-torque
N	Newton
Ncm	Newton por centímetro
Nmm	Newton por milímetro
ISQ	Quociente de estabilidade do implante
lb/ft ³	Libra por pé cúbico
g/cm ³	Grama por centímetro cúbico
SLA	Large grif and acid etched – jateamento com alumina e ataque ácido
Ca	Cálcio
P	Potássio
MPa	Mega pascal

Gpa	Giga pascal
HI	Hexágono interno
C	Cônica
CM	Cone morse
μm	Micrometro
H ₀	Hipótese nula
OI	Octógono interno
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MEF	Método de elementos finitos
Al	Alumínio
V	Vanádio
TRT	Torque de remoção incial
TRF	Torque de remoção final
Au	Ouro
ZrO ₂	Zircônia
Mo	Molibidênio
CrCo	Cromo-cobalto
HEM	Hexágono externo com montador
HETI	Hexágono externo com torque interno
Pt	Platina
Gap	Lacuna, fenda, desadaptação vertical
DV	Desadaptação vertical
DI	Desadaptação internal
UCLA	Pilar em plástico calcinável para prótese utilizado diretamente sobre o implante
N	Número de amostras
DP	Desvio padrão
IC	Intervalo de confiança
M	Média

LISTA DE SÍMBOLOS

®	Marca registrada
±	Mais ou menos
%	Porcentagem
<	Menor
≤	Menor ou igual
x	Vezes

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO GERAL DA LITERATURA.....	18
2.1 O interesse pela estabilidade primária.....	18
2.2 A influência da liberdade rotacional sobre a estabilidade da junção.....	26
2.3 Titânio odontológico e suas propriedades mecânicas.....	43
3 OBJETIVOS.....	49
3.1 Objetivos gerais.....	49
3.2 Objetivos específicos.....	49
4 MATERIAL E MÉTODO.....	50
4.1 Seleção e preparo das amostras.....	50
4.2 Avaliação da medida dos hexágonos.....	51
4.2.1 Metrologia industrial.....	51
4.3 Randomização e aplicação dos torques.....	54
4.4 Simulação da liberdade rotacional.....	54
4.5 Análise estatística.....	55
5 RESULTADOS.....	57
6 DISCUSSÃO.....	60
7 CONCLUSÃO.....	68
REFERÊNCIAS.....	69
APÊNDICES.....	78

1 INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentais atribui consequências indesejáveis para a saúde do complexo estomatognático, podendo gerar problemas como desequilíbrios funcionais, estéticos e de ordem psicossocial em seus portadores (ADELL et al., 1981). O Projeto SB Brasil 2010 - Pesquisa Nacional de Saúde Bucal, ao fazer um levantamento com 38 mil pessoas, demonstrou dentre outras coisas, que na população adulta dos 35 aos 44 anos, a média de elementos perdidos por indivíduo é de 7,3 dentes, enquanto na população entre 65 e 74 anos, 3 milhões de idosos precisam de prótese totais bimaxilar, e 4 milhões de próteses parciais.

Por outro lado, de acordo com a Associação Brasileira da Indústria de Artigos e Equipamentos Médicos, Odontológicos, Hospitalares e Laboratórios (ABIMA), a procura por tratamentos com implantes odontológicos vem crescendo no Brasil, com um consumo em 2011 em torno de 800 mil implantes e 2,4 milhões de componentes protéticos. Em partes, isso foi possível graças ao aumento da indicação destes tratamentos, ao longo das últimas décadas, a pacientes parcialmente desdentados, inclusive em substituições dentais unitárias, revolucionando a reabilitação estética e funcional, devolvendo a autoestima a muitos pacientes (BILESSIMO, 2012). Bränemark (1983) relatou os princípios da osseointegração de implantes em titânio no tecido ósseo, sua aplicação clínica na reabilitação de pacientes desdentados e consequente restabelecimento da função mastigatória. Sua proposta inicial, na qual a técnica cirúrgica é realizada em dois estágios e livre de carga oclusal, foi ao longo do tempo modificada para apenas um estágio cirúrgico com carga oclusal imediata (OTTONI et al., 2005).

Para instalação de carga imediata, a estabilidade primária é indispensável, e sua relação entre o pico do torque de instalação do implante demonstra ser mais direta e previsível que a expressa por outros mecanismos como o periotest e o ostell (CEHRELI et al., 2009; TRISI et al., 2009; COHEN et al., 2013). Assim, a precisão dos dispositivos transferidores de torque é fundamental (STANDLEE E CAPUTO, 1999; KAZEMI et al., 2013). Normalmente, estimulados por esta relação, muitos profissionais se interessam em obter um bom travamento cirúrgico, em detrimento dos riscos a que expõem a junção

parafusada e a resposta biológica periimplantar (KRAISAT et al., 2006; DAVI et al., 2008; KWON et al., 2009; SEMPER et al., 2010b; NORTON, 2011; RISKALLAH et al., 2013). Este travamento também tem relação com a qualidade e quantidade óssea, geometria do implante, características de superfície e preparo do leito (TRISI et al., 2009; ELIAS, 2011; FREITAS et al., 2012; LIU et al., 2012; KHAYAT et al., 2013). No caso de elementos unitários, quando cargas precoces são indicadas, sugere-se que o valor mínimo necessário esteja entre 32 Ncm (OTTONI et al., 2005) e 40 Ncm (CANNIZZARO et al., 2012a; CANNIZZARO et al., 2012b).

A popularização dos implantes odontológicos levou ao surgimento de muitas empresas produtoras do sistema hexagonal externo, entretando, existem diferenças nas tolerâncias de fabricação (SCHULTE, 1994; BINON, 1996; BYRNE et al., 1998). Esta geometria ainda está no topo das conexões mais utilizadas (KRAISAT et al., 2006; CARDOSO et al., 2013). Desde que passou a ser vista como um mecanismo antirrotacional, protegê-la de danos estruturais é imperativo para preservar a estabilidade da junção parafusada (KRAISAT et al., 2006; DAVI et al., 2008; KWON et al., 2009; MULEY et al., 2012). A priori, esta estabilidade esta muito ligada a precisão de usinagem e manufatura (ELIAS, 2011; KRAISAT et al., 2006). Com relação ao titânio, a resistência do material a fadiga pode ser ampliada com mudança nas partículas do material, sem alterar sua estrutura macroscópica (GIL et al., 2009).

Visando a estabilidade e o sucesso da prótese implantossuportada, uma condição essencial é que haja adaptação entre as peças e que esta seja passiva. Na literatura, não há consenso sobre uma definição clara e precisa de adaptação passiva, mas considera-se que ela ocorra quando a prótese é conectada sem que tensões sejam geradas no sistema e ainda, que ela deve ser avaliada em três eixos; vertical, horizontal e angular, devendo a prótese estar livre de báscula (ASSUNÇÃO et al., 2012).

No caso de uma prótese não passiva, ocorre uma distorção da infra-estrutura que, por sua vez, gera tensões na conexão com implantes quando parafusada. Conseqüentemente, uma carga adicional é induzida no sistema, a qual é denominada pré-carga externa, cuja característica é de uma força aplicada ao sistema de forma não axial (DUYCK et al., 2001). Algumas das complicações biomecânicas mais relatadas

são desapertos ou fraturas de parafusos de pilares e próteses (ADELL et al., 1981; BYRNE et al., 1998; BINON, 2000; KHRAISAT et al., 2006; MACHADO et al., 2013).

A fragilidade de hexágonos externos (HE) de alguns sistemas pode comprometer o futuro da prótese, caso ocorra deformação dos vértices do hexágono devido ao torque aplicado no montador do implante. Nestas situações, os ângulos de liberdade rotacional (LR) entre pilar e implante são aumentados, aspecto especialmente crítico em próteses unitárias (BINO E MACHUGH, 1996). Algumas das desvantagens do uso dos montadores são: aumento do custo, grande número de passos para o procedimento cirúrgico de instalação, maior chance de introduzir material não estéril no paciente em função do aumento na quantidade de peças e instrumentos utilizados, perda de estabilidade primária na remoção do montador, e dano ao hexágono externo (DAVI et al., 2008). Por outro lado, configurações de junções internas para implantes são capazes de receber torques mais elevados durante a inserção cirúrgica com efetiva estabilidade da junção parafusada (DAVI et al., 2008; MERZ et al., 2000). A questão, é que nem todas as empresas estabelecem o torque máximo a ser aplicado, outras recomendam um limite entre 50 e 80 N/cm, para que não ocorra deformação ou fratura do sistema pilar implante (MIYASHIRO et al., 2011).

Um evento clínico, que em hipótese pode aumentar o ângulo rotacional, é o torque aplicado na hora da inserção cirúrgica dos implantes o que pode trazer como consequência as deformações dos hexágonos. Isto se traduz num maior desajuste entre o contato do hexágono externo ou interno do implante e a porção interna ou externa do pilar, aumentando o desajuste ou liberdade rotacional (CABRERA, 2011, p. 12).

É necessário entender como é a relação entre as necessidades dos profissionais e o interesse dos fabricantes, no sentido de simplificar as fases dos tratamentos com implantes dentários sem que isso interfira na sua longevidade. A sugestão de que torques de até 80 N/cm sejam seguros para manutenção da integridade estrutural dos implantes de torque interno suscita maiores investigações (CABRERA, 2011); para estes casos é necessário entender se diante das propriedades específicas de cada material, e dentro dos parâmetros já recomendados ou acima deles, a estabilidade dimensional dos implantes é comprometida e de que maneira isso acontece. Metodologias mais recentes (SEMPER et al., 2010a; ALIKHASI et al., 2013) vem

utilizando a metrologia ótica para verificar a precisão dimensional entre implantes e componentes. Esta pesquisa analisou em implantes HE confeccionados em liga Ti Cp G4 hard (titânio comercialmente puro grau quarto hard) e submetidos a torques de inserção de 40 e de 60 à 100 Ncm, se o aumento da resistência a tração deste material levaria a confirmação de H_0 , a qual sugere a inexistência de interferência do aumento do nível de torque sobre a deformação linear dos hexágonos e a liberdade rotacional do conjunto pilar/implante.

2 REVISÃO GERAL DA LITERATURA

Três grandes linhas de pesquisa serviram de referência para nosso embasamento teórico, são elas: pesquisas que analisam as vantagens biológicas em se obter uma ótima estabilidade primária; as que relacionam o desajuste angular entre os componentes da junção com o torque de instalação elevado; as que analisam diferentes propriedades mecânicas no Ti Cp, bem como, a das ligas em titânio utilizadas na fabricação de implantes.

2.1 O interesse pela estabilidade primária

Um questionário com 22 perguntas foi enviado por e-mail a 1.739 membros do ACP (Colégio Americano de Prótese Dentária) e ao AMMP (Academia Americana de Prótese Maxilo Facial). O objetivo foi identificar detalhes como qual o implante mais utilizado, as preferências restaurativas, e quais os critérios são mais ou menos importantes no processo de seleção. De todo o contingente pesquisado, apenas 317 responderam integralmente o questionário (18%). A maioria disse optar por sistemas baseando-se na sua formação (79% à tiveram com o modelo steri-oss - Nobel Biocare®, Göteborg/Suécia), nas características dos implantes, e no suporte da literatura. Entre os protesistas, 61% fazem carga imediata (25% dos casos em incisivos e caninos; 8% pré-molares e molares; 35% áreas de alta demanda estética; 23% casos de arco com completo edentulismo; 5% arco com edentulismo parcial; 3% pacientes com algum comprometimento sistêmico). Dos 39% que dizem não fazer carga imediata, 55% não acreditam em sua filosofia (CARDOSO et al., 2013).

Em uma metanálise para identificar e correlacionar os métodos atualmente disponíveis para quantificar a estabilidade dos implantes: torque de inserção (TI), torque reverso (TR), análise pela frequência de ressonância (AFR) e periotest; 47 estudos publicados a partir de 1998 foram selecionados, sendo 11 estudos em cadáveres, 15 em humanos, 15 em animais, e 5 estudos “in vitro”. A metanálise demonstrou correlação entre TI/AFR(6 estudos, $P=.0022$), TI/periotest (1 estudo, $P=.015$); AFR/TR (1 estudo, $P=.319$), e não correlação significativa entre periotest/AFR ($P=.28$). Os

autores concluem haver forte correlação estatística ente TI e AFR (CEHRELI et al., 2009).

Cohen et al. (2013), utilizaram mandíbulas de porcos para colocação de 30 amostras de implante de corpo único (N=15), sendo aplicado no grupo A torque de instalação de 15 Ncm; e no grupo B de 30 Ncm, seguidos do registro através do Ostell® - AFR (Gotemburgo/Suécia) da estabilidade primária, e da interferência do preparo em boca sobre a estabilidade recém atingida. Os resultados mostraram que o ISQ (quociente de estabilidade do implante) inicial entre os dois grupos pouco variou, GpA (58,27 ± 1,4) e GpB (57,40 ± 1,03). No entanto, o ISQ após a preparação caiu significativamente no GpA (54,9 ± 7,9) (P<.05), o que não ocorreu para o GpB (57,27 ± 1,03) (P=.35). Para estes autores parece mais adequado tomar a decisão de aplicar carga precoce utilizando o torque de instalação mínimo 25 Ncm, pois a preparação de pilares de uma peça inseridos com torque baixo comprometem a estabilidade primária.

É conhecido o fato de que a estabilidade primária sofre a influência do tipo ósseo do leito receptor. Utilizando 4 blocos de poliuretano (PU) com densidades diferentes (15, 20, 30 , 40 lb/ft³), e 3 com densidades mistas em que o topo do bloco possuía uma faixa de 4mm diferente da base, respectivamente (20-40, 40-20, 40-40 lb/ft³), Ahmad et al. (2013), quiseram pela primeira vez comparar a resposta da estabilidade primaria dos implantes por meio do Ostell® e do Periometer (resposta por energia de percussão), isso porque este último parece ser capaz de detectar áreas em que há defeitos no contato osso/implante. Os resultados para os blocos sólidos, por meio da análise de regressão linear, indicou uma correlação significativa entre os dois instrumentos ($r^2 = 0.984$). Os autores concluem que a estabilidade aumenta com o aumento da densidade óssea, e que ambos dispositivos tiveram respostas semelhantes para os blocos monolíticos, tendo havido variação entre eles nos blocos híbridos, onde o Ostell® responde diferente sob a influência da camada de topo mais densa, sugerindo um aumento da estabilidade, o que ocorreu de forma mais discreta com o periometer.

Além da influência da qualidade óssea sobre a estabilidade primária, torques de instalação elevados parecem influenciar positivamente cargas imediatas unitárias em maxila, no entanto Rizkallah et al. (2013), sugerem faltar dados para concluir quais os limites mínimos (amostra pequena) de torques a serem aplicados em cargas imediatas.

Esta conclusão vem de um estudo retrospectivo realizado por estes autores com 145 pacientes (390 implantes), em que os protocolos cirúrgico e protético foram, tanto quanto possíveis, os mesmos. O que de fato variou foram os torques de inserção dos implantes, indo de 20 à 150 Ncm, sendo a média 72 Ncm. Os resultados mostraram que 9 implantes falharam (2,3%), sendo 4 em um único paciente, e com média de torque de 69,2 Ncm; não houve relação das falhas com o tipo de pilar protético; pode ser feita correlação positiva entre o aumento do diâmetro do implante e a estabilidade primária. A principal conclusão é a de que cargas imediatas unitárias na maxila são um tratamento eficaz e previsível, pois neste estudo, sua taxa de sucesso comparada a protocolos e dois tempos não variou.

Ao realizarem um ensaio clínico randomizado, Cannizzaro et al. (2012a) inseriram em cada indivíduo 2 implantes Biomet 3i® – Implant Innovations (Palm Beach Gardens/Flórida/EUA) NanoTite em Ti6Al4V, um em cada lado (split mouth), totalizando 29 implantes com carregamento imediato (poucas horas) e 31 com carregamento tardio (após 6 semanas), e concluíram que um torque mínimo de 40 Ncm é suficiente para indicação de carga imediata em implantes curtos de 6,5 mm, cuja taxa de sucesso foi de 93,3%. Isso foi concluído a partir da análise da estabilidade destes implantes, suas complicações biológicas e biomecânicas, bem como alterações periimplantares à nível ósseo marginal obtidos após 4 anos de acompanhamento. Os resultados foram: 1 implante falhou em cada grupo após 2 meses de carregamento; 7 implantes em função imediata e 6 em função tardia apresentaram complicações, as quais foram tratadas com sucesso, não havendo diferenças estatísticas entre os grupos; a perda óssea marginal média nos implantes imediatos foi de 0,37 mm e no outro grupo de 0,31 mm. Após três meses do carregamento os pacientes também foram consultados sobre qual técnica preferiram, e 10 optaram pela carga imediata, 3 pela tardia, e 17 não opinaram.

Em outro ensaio clínico randomizado do tipo boca dividida, agora com 50 pacientes, Cannizzaro et al. (2012b) utilizaram implantes 3i® NanoTite em Ti6Al4V e concluíram que um torque mínimo de 35 Ncm é suficiente para indicação de carga imediata. Os autores classificaram e quantificaram muitas variáveis, a saber: quantos foram colocados na maxila e em áreas pós-exodontia imediata sem retalho, qual o dente em questão, características ósseas (densidade média e alta), comprimento de

cada implante (8.5; 10; 11.5; 13; 15 mm), quais áreas já tinham sofrido enxertia prévia, quantos implantes foram afetados por complicações (nível de dor na primeira semana e na sexta; radiolucidez apical após 6 meses) e principalmente o número de implantes que falharam. Neste último quesito o grupo de 80 Ncm de torque teve 100% de êxito, sendo que as 7 unidades que falharam pertenciam a faixa de torque de 25 à 35 Ncm. De forma geral, a análise estatística não deflagrou diferenças significativas entre os grupos com alto e baixo torque. A extrapolação destes resultados não deve ser feita para os outros sistemas de encaixe antes que novos estudos sejam realizados. Os autores sugerem que as pesquisas continuem neste sentido, deixando mais evidente qual a faixa ideal de torque a que os profissionais devam se embasar na hora de indicarem carregamentos imediatos unitários.

Outro ponto envolvido com a estabilidade primária é o tipo de material e seu estímulo sobre a resposta tecidual, assim, Koh et al. (2009), tentaram comparar em implantes Dentium® (Suwon/Korea) Ti G4, a resposta tecidual frente a diferentes tipos de superfície. Cada grupo continha 20 implantes, sendo o Gp1 = implantes sem tratamento de superfície, Gp2 = superfícies tratadas SLA (jateamento com alumina + ataque ácido), Gp-3 = superfícies tratadas com CaP (cálcio e fosfato), e Gp-4 = superfícies anodizadas. A tibia de 20 coelhos serviu para colocação dos implantes, tendo cada coelho recebido uma amostra de cada grupo. Dois testes foram realizados para tentar comparar a estabilidade óssea dos grupos em três fases distintas da cicatrização: após a cirurgia, na segunda e quarta semana. No teste por frequência de ressonância com o osstell, os resultados obtidos respectivamente para os 3 tempos de leitura: Gp1 = 62.2 / 67.6 / 65.8 ISQ; Gp2 = 63.3 / 69.1/ 64.4 ISQ; Gp3 = 59.6 / 69.8 / 72.1; Gp4 = 57.4 / 66.7 / 71.7. Para o teste de torque de remoção (TR) foram obtidos na segunda e quarta semanas respectivamente: Gp1 = 19.3 / 25.8 Ncm; Gp2 = 30.0 / 42.5 Ncm; Gp3 = 31.2 / 44.1 Ncm; Gp4 = 31.4 / 44.0 Ncm. Com estes resultados tem-se que ISQ da segunda e quarta semana, e o teste de torque de remoção após 2 semanas, mostraram diferenças significativas dos grupos testes em relação ao grupo controle (Gp1), o que também foi demonstrado aplicando Kruskal-Wallis nos resultados após 4 semanas. Os valores de ISQ tiveram relativa correlação com TR nos grupos 2 e 4, mas sem diferenças significativas entre eles ($P > 0,05$). Os autores concluem que o

tratamento de superfície corrobora com a osseointegração e o carregamento precoce. A limitação deste estudo foi a impossibilidade em determinar vantagens da anodização e imersão em CaP em relação a convencional SLA.

Muitos estudos feitos com ossos mandibulares humanos na tentativa de relacionar o torque de inserção de implantes e a quantidade de contato ósseo atingida, não apresentaram relação positiva entre os dois parâmetros. Supõe-se que a limitação destes estudos tenha sido a avaliação 2D da superfície de contato. A micro TC -3D (SkyScan-1076, Skyscan, Aartselaar/Belgium) e amostras de osso esponjoso sintético em Pu (poliuretano), foram utilizadas para avaliar de que forma a porosidade, elasticidade e densidade óssea se relacionavam com o torque de inserção, e como este último influencia na porcentagem da superfície de contato ósseo com o implante (Atlas Implant System, Cowell Medi®, Busan/South Korea). Quatro grupos com densidades ósseas (g/cm^3) diferentes foram formados (N=5), Gp1 = 0,32 ; Gp2 = 0,20; Gp3 = 0,16; Gp4 = 0,12, e o torque de instalação dos implantes foi aferido com uso de um torquímetro digital. Os autores concluíram que quanto menor a densidade menor o torque para estabilização primária dos implantes, sendo para os grupos de 1 à 4 respectivamente em Ncm: $56,2 \pm 4,6$ / $45,6 \pm 0,9$ / $43,3 \pm 4,3$ / $38,5 \pm 3,4$. Além disso, foi demonstrado estatisticamente uma forte relação entre o torque de inserção e a porcentagem de superfície óssea em contato com o implante ($r=0.797$, $P<0.0001$), sendo (%) Gp1 ao Gp4: $41,5 \pm 0,5$ / $39,0 \pm 1,0$ / $30,8 \pm 1,1$ / $26,21 \pm 1,6$ (LIU et al., 2012).

Por meio de um ensaio clínico com 22 pacientes a serem reabilitados na região anterior da maxila ou da mandíbula com pelo menos 2 implantes unitários, Ottoni et al. (2005) encontraram uma forte relação entre o torque de inserção cirúrgico e taxa de sobrevivência dos implantes no grupo experimental. Estes autores formaram 2 grupos, um controle (carga funcional tardia), e um experimental (carga precoce), e inseriram estes implantes com um nível de torque mínimo de 20 Ncm. Ao analisarem diversos fatores por meios clínicos (profundidade de sondagem, nível relativo de inserção e nível da margem gengival, no primeiro e sexto mês após as implantações), e radiográficos (24 horas, 1, 3, 6, 18, 24 meses), os resultados não demonstraram diferenças entre os grupos para os parâmetros diâmetro, comprimento, localização dos implantes,

quantidade e qualidade óssea. No entanto dos 10 implantes que falharam no grupo experimental, 9 foram colocados com torque de 20 Ncm, e no grupo controle dentro deste mesmo limite de torque apenas uma amostra falhou. A taxa de sobrevivência acumulada no grupo controle foi de 95,7%, no teste de 56,5%, e estiveram diretamente relacionadas ao torque de inserção.

Baseados no fato de inexistir para o clínico um instrumento que defina o nível de tolerância para a micromovimentação, é que Trisi et al. (2009), objetivaram investigar qual a relação desta última e outros parâmetros clínicos sabidamente importantes: a densidade óssea e o pico do torque de inserção. A principal conclusão é de que há uma forte relação entre estes três fatores, e em osso de baixa densidade a micromovimentação é sempre elevada, o que sugere que carga imediata unitária deva ser contra-indicada nestes casos. Porém, a estabilidade primária não é apenas dependente do torque e da densidade óssea, mas da forma geométrica do implante e suas características de superfície. Por esse motivo diferentes implantes podem demonstrar diferentes micromovimentos mesmo em ossos de densidades semelhantes. Os autores utilizaram 120 implantes Ti-Bone Straumann AG® (Lugano/Suíça) fixados em blocos de osso bovino com três níveis de densidade óssea (alta - GpA, média - GpM, baixa - GpB). Inseriram estes implantes com torques diferentes (20, 35, 45, 70, 100 Ncm), e por meio de micrótomos avaliaram a micromovimentação destes corpos sob cargas laterais de 20, 25 e 30 Nmm. Submetidos a um torque de 20 à 100 Ncm e uma força lateral de 20 Nmm, a micromovimentação (μm) foi para o GpA = 34,02 à 24,4, GpM = 39,01 à 30,43 e GpB = 90,48 à 71,34. Aplicando o mesmo torque de instalação e carga lateral de 30 Nmm, o GpA = 53,54 à 38,24, GpM = 60,01 à 45,86, GpB = 147,95 à 113,66. Excepcionalmente, em função da baixa densidade do GpB, os resultados para ele descritos se referem a torques menores que 35 Ncm. O teste de kruskal-Wallis demonstrou diferença estatística significativa entre os vários níveis de torque ($P < 0.05$). Em osso de densidade alta e média acima de 45 Ncm houve significativa redução da micromovimentação. Na análise de regressão e correlação de Spearmans foi possível demonstrar grande correlação entre o aumento do pico do torque de inserção e a diminuição da micromovimentação ($P = -0.54$; $P < 0.001$).

Por ser corrente a sugestão de que torques de instalação elevados para implantes melhoram sua estabilidade primária causando, no entanto, excessiva compressão óssea periimplantar, é que Sotto-Maior et al. (2010), por meio de análise pelo método de elementos finitos (MEF) se propuseram a avaliar a influência de torques elevados de inserção sobre o estresse e distribuição das deformações no osso cortical. Uma radiografia panorâmica foi utilizada para obter imagens no formato DICOM (Digital image de comunicação em medicina). Um modelo representativo do segmento anterior da maxila e de um implante hexágono externo SIN-Sistema de Implantes® (São Paulo/São Paulo), posicionado na região correspondente ao dente 11 foi construído. Mais seis modelos foram reproduzidos a partir do anterior, sendo aplicado em cada um torques variados, 30 à 80 Ncm (intervalos de 10 Ncm). Para o modelo de osso cortical e esponjoso, dados de seus comportamentos anisotrópicos foram coletados na literatura. O teste de correlação de Pearson foi utilizado para determinar a relação entre os torques de inserção e concentração de tensão, considerando o nível de significância de 5%. Através deste modelo computacional, a relação entre o aumento do estresse nos ossos esponjosos e corticais após aumento dos torques de inserção gerou a conclusão de que há relação direta entre os dois, tendo sido mais expressiva no osso esponjoso: 0,114 Mpa (30 Ncm); 0,144 Mpa (40 Ncm); 0,168 Mpa (50 Ncm); 1,09 Mpa (60 Ncm); 1,17 Mpa (70 Ncm); 1,34 Mpa (80 Ncm) . No osso cortical os torques de 30 Ncm e de 80 Ncm, apresentaram respectivamente 4,15 Mpa, e 11,1 Mpa. De acordo com estes resultados, os autores concluíram que torques elevados podem gerar tensão de compressão elevada no tecido ósseo.

Trisi et al. (2011a) realizaram um estudo em mandíbulas de 5 carneiros para avaliar a resposta histológica, histomorfométrica, o torque de remoção e a análise da frequência de ressonância em implantes com torques de 10 Ncm (grupo controle) e de 110 à 150 Ncm (grupo teste). As análises foram realizadas semanalmente até completadas seis semanas. Em comparação ao grupo teste, o grupo controle apresentou basicamente resultados inferiores para os parâmetros analisados, ao final das seis semanas as diferenças existentes eram muito pequenas. Nas análises histológica e histomorfométrica foram observadas que as microtrincas na superfície do osso cortical denso do grupo teste não interferiram no processo de cicatrização, apenas

aumentaram a taxa de remodelação, não sendo observado necrose óssea nem falha dos implantes. Nestes implantes de elevado torque de inserção, a estabilidade primária demonstrou discreta redução na primeira semana, obtendo após 30 dias uma estabilidade secundária em virtude do osso recém formado. Valores da AFR não demonstraram relação entre os parâmetros morfométricos e mecânicos nos primeiros 7 dias e após 6 semanas. Diante dos resultados deste estudo, os autores consideram interessante a aplicação de torques elevados principalmente em situação de carga imediata, sugerindo que avaliações com a aplicação de carga oclusal e ensaios clínicos também sejam realizados para confirmação destes achados.

Ainda sobre este aspecto, em testes feitos com blocos de osso bovino para verificar a correlação entre o nível do torque de inserção (20, 35, 45, 70 e 100 Ncm) e a micromovimentação em osso de baixa (GpB), média (GpM) e alta (GpA) densidade; o torque de 100 Ncm nas amostras de implantes HE Nuova Geass Srl® (Pazzuolo del Friuli/Italy) inesperadamente teve que ser descartado, pois a chave feita para este estudo (com calibrador de tensão ligado a um computador) não suportou a tensão. Os resultados da micromovimentação no grupo de baixa densidade, sob torque de 20 e 35 Ncm (acima disso não foi possível estabilizar os implantes em função da alta deformação óssea) foram $157,9 \pm 1,6 \mu\text{m}$ e $135 \pm 1,7 \mu\text{m}$ respectivamente. Nos grupos de média e alta densidade, com aumento do torque de 20 a 70 Ncm, o decréscimo foi em média de 30%, sendo de alta significância estatística ($P=0.05$); tendo sido para 20, 35, 45, 70 respectivamente (μm): GpM ($73,6 \pm 3,6 / 67,2 \pm 1,1 / 63,1 \pm 0,7 / 53,8 \pm 0,8$) GpA ($71,2 \pm 0,4 / 66,6 \pm 1,1 / 61,1 \pm 1,1 / 52,2 \pm 1,4$). O pico de micromovimentação para o GpB foi acima do limiar de risco descrito por outros estudos que é de 50 a 100 μm (BRUNSKI, 1999). Este estudo pode confirmar que o uso de torques mais elevados reduz o risco de micromovimentação acima do limiar de risco para carga imediata (TRISI et al., 2011b).

Há estudos que não reinteram esta relação de interdependência entre nível de torque - estabilidade primária - taxa de sucesso em implantes. Em um deles, 68 amostras de implantes foram utilizadas, e a taxa sobrevivência e o nível de perda óssea de implantes unitários imediatos com aplicação de carga precoce, cujos picos de torque foram ≤ 25 Ncm, foi avaliada. Os protocolos cirúrgico e protético para instalação dos

implantes Astra Tech® (Möln dal/Suécia) variaram muito pouco. Após 3 e 5 meses os implantes foram radiografados (magnificação de 8x) e o nível da crista óssea em relação ao ombro chanfrado do implante foi aferido. Após 24 meses, a partir de novas tomadas radiográficas, a média e o desvio padrão foram calculados. A análise estatística não demonstrou diferença significativa no nível ósseo para todos os parâmetros, tendo sido a perda óssea mesial de aproximadamente $0,23 \pm 0,60$ mm, e a distal $0,20 \pm 0,72$ mm. A taxa geral de sobrevivência após 9,5 anos foi de 95,5%, levando à conclusão de que tanto ela, quanto a média de perda óssea marginal, estiveram dentro dos parâmetros da norma geral aceita (NORTON, 2011).

2.2 A Influência da liberdade rotacional sobre a estabilidade da junção

O mecanismo de afrouxamento dos parafusos ocorre em duas etapas. Inicialmente, forças externas aplicadas a uma união parafusada, como ocorre durante a mastigação, levam a um deslizamento entre as roscas, e com a liberação da tensão deste estiramento uma pequena quantidade de pré-carga é perdida. Na segunda etapa do afrouxamento, a pré-carga está abaixo de um valor crítico o que deixa a união entre as roscas menos intensa a ponto de qualquer ação de força externa ou vibração, causar o desrosqueamento do parafuso (BICKFORD, 1995).

Mcglumphy et al. (1998), relatam que mecanicamente o afrouxamento do parafuso ocorre porque as forças que tentam separar as partes unidas são maiores que as forças que as matem unidas. Por tanto, para manter o aperto deve-se objetivar minimizar as forças de separação e maximizar as forças de aperto, assim, esta pré-carga é determinada pelo torque aplicado, o tipo de liga do parafuso, o desenho da cabeça do parafuso, liga do pilar, superfície do pilar e o lubrificante. Dois fatores limitam a quantidade de torque que pode ser aplicada; o limite de resistência mecânica do parafuso e o modo como o torque é aplicado. A máxima pré-carga é obtida antes de ocorrer falha, conseqüentemente um ótimo torque de aperto pode ser calculado utilizando 75% do máximo valor obtido até a falha, desta forma uma ótima força de aperto pode ser desenvolvida com mínimo risco de fratura do parafuso.

Buscando relacionar a taxa de insucesso, na forma de desaperto de parafuso, com o tipo de conexão (externa ou interna), a revisão sistemática realizada por Theoharidou et al. (2008), partindo de 1526 títulos, com inclusão final de 27, sendo 12 referindo-se as conexões externas preferencialmente do sistema Biomet 3i® e Nobel Biocare®, e 15 de conexões internas, em que predominavam os sistemas Straumann® e Astra Tech®. No entanto nenhum desses estudos comparou a taxa de insucesso dos dois sistemas, nem tão pouco se mudanças na localização (anterior ou posterior) influenciariam no desempenho. Os resultados mostraram que após 3 anos a taxa de sucesso para os dois sistemas foi muito parecida (conexões externas = 97,3%, e conexões internas = 97,6%), o que sugere que alterações na geometria não influenciam a estabilidade, desde que as características antirrotacionais da junção e de pré-carga do parafuso sejam devidamente empregadas.

A utilização de reconstruções protéticas por meio de próteses fixas cerâmicas sobre implante vem aumentando. Em uma metanálise realizada por Bozini et al. (2011), as taxas de insucesso encontradas para estas próteses e as em acrílico, mantém relação com as já apresentadas em outros estudos, talvez por ter ocorrido pouca alteração nas características dos materiais. Os autores partiram de um universo com 8216 título para um total de 19 artigos (ensaios clínicos randomizados ou não, prospectivos ou retrospectivos, e caso de séries) a serem cuidadosamente analisados. Um total de 998 próteses fixas sobre implante foram analisadas por um período que variou de 5 a 23 anos. A maioria dos implantes localizava-se na mandíbula e era do tipo hexágono externo. Os resultados indicaram que após 15 anos 66,6% das estruturas apresentaram falhas no revestimento veneer, sendo o insucesso mais frequente entre 14 dos 19 estudos levantados. Em segundo lugar veio o desaperto de parafuso, sendo de 13,4% em pilares e 15% nas supra-estruturas protéticas. Em seguida, a fratura do parafuso do pilar ocorreu em 6,3% dos casos, e da prótese em 11,7%, tendo sido mais frequente nas junções hexágono externo; fratura na estrutura metálica = 8,8%; desgaste do material = 43,5%; deficiência estética = 9%. Os autores concluem que as revisões sigam protocolos rígidos, gerando menores chances de viés. A maior taxa de insucesso veneer se deve a fraqueza estrutural, devendo ser o paciente alertado sobre a necessidade de possíveis manutenções. No caso dos

desapertos isso pode estar ligado a carga oclusal excessiva, parafunções, deformação do parafuso durante o aperto, interferências oclusais, e extensão aumentada do extremo livre. Sugere-se que o paciente seja melhor informado sobre as limitações do tratamento, evitando expectativas equivocadas, e que os operadores estejam melhor preparados para indicar e executar esta modalidade de tratamento.

A fidelidade do torque transmitido por sete dispositivos eletrônicos Nobel Biocare®, modelo DEA-020 já em uso clínico, foi testada por Standlee e Caputo, (1999). Foi desenvolvido para o estudo um torno em miniatura como implante teste para transferir a rotação gerada pelos dispositivos a uma máquina de testes Instron. Dez repetições foram realizadas por cada dispositivo, em cada nível de torque: 10, 20, 32 Ncm. Os resultados obtidos mostraram que os dispositivos foram precisos, porém inexatos, ou seja, eles tiveram um pequeno desvio padrão, sendo o torque gerado diferente em relação ao torque para o qual foram programados, com uma ampla variação dentro do mesmo modelo. No torque de 10 Ncm, foi observada uma tendência a gerar valores de torque superiores aos programados (-22% a +165%). Em 20 Ncm as médias de torque foram mais próximas ao programado (-40% a +40%), e a 32 Ncm (-44% a +14%). Os autores acreditam que quando um sobre torque é aplicado, uma maior pré-carga é gerada com possível deformação plástica do parafuso, contrariamente, baixo torque precipita incidência maior de desaperto.

De acordo com Jesus Tavares et al. (2003), em alguns casos os torquímetros manuais apresentam uma variabilidade entre o torque efetivamente aplicado e o que se recomenda aplicar, com significância suficiente para precipitar maior ocorrência de desaperto. Estes pesquisadores compararam a fidelidade de duas intensidades de torque transmitidas por 4 marcas diferentes de torquímetros. Diante da avaliação dos resultados, foi expresso que as diferenças estatísticas entre os grupos para os testes com 20 Ncm e 30 Ncm foram significativas, a saber respectivamente: Nobel Biocare® = 19,94 e 26,67 Ncm; 3i® = 18,86 e 29,93 Ncm; Torque lock® = 14,67 e 23,77 Ncm; Dyna Torq® = 13,75 e 21,33 Ncm. Assim, os torquímetros Nobel® e 3i® foram tidos como os que geraram a quantidade de torque para o qual foram programados.

Tan e Nicholls (2001), mediram e compararam a pré-carga produzida em parafusos de sete diferentes tipos de pilares hexagonais. A medida da pré-carga foi

realizada fixando medidores de tensão ao pilar unido a um implante Nobel Biocare®. Um controlador eletrônico de torque, da mesma marca, aplicou 20 ou 32 Ncm, em alta e baixa velocidades, seguindo o indicado pelo fabricante. Os resultados encontrados nos diferentes pilares mostraram médias de pré-carga de 181,6 N (convencionais/parafuso em titânio comercialmente puro -Ti Cp), 291,3 N (esteticone/Ti Cp), 456,5 N (miruscone/Ti Cp), 369,7 N (titânio/liga em Ti), 643,4 N (ceraone/liga em Au), 536,3 N (cilindro de ouro - Au/liga em Au), e 556,9 N (triadapt/liga em Au). Diferenças estatísticas significativas foram encontradas entre os diferentes sistemas. Os autores concluem que a pré-carga na união implante/pilar depende do desenho, diâmetro, e material do parafuso, assim como do torque de aperto e velocidade.

Para analisar as características das falhas, e a resistência a fratura do parafuso protético de três sistemas de conexão: hexágono externo (HE), hexágono interno (HI), e cônica (C); 30 amostras de implante de cada uma das conexões, ligados aos seus respectivos mini pilares e pilares protéticos da marca Conexão® Sistemas de Prótese (Aruajá/São Paulo/Brasil) foram selecionadas. Ao aplicar no pilar protético o torque recomendado pelo fabricante de 20 Ncm o desaperto foi muito frequente, no entanto, como o intuito principal era avaliar a ocorrência de fratura, foi confeccionado parafuso específico para suportar torque de 25 Ncm. A fim de reproduzir o padrão de forças multivetoriais da boca, foi confeccionado uma viga em cantilever onde o conjunto foi centrifugado em torno do seu eixo longitudinal enquanto uma força perpendicular foi aplicada à extremidade externa. O objetivo foi determinar o nível de força (N) à qual 50% dos espécimes sobreviveriam (sem fratura do parafuso) após 10^6 ciclos de carga. Os resultados mostraram que as falhas nos parafusos estiveram aparentemente ligadas ao tipo de interface analisada, sendo que para os HE houve uma resistência a fadiga maior ($53,5 \pm 7,80$ N) o que é compatível com resultados encontrados nos estudos com sistemas Nobel Biocare® e ITI Straumann®, uma das possíveis explicações é a de que junções internas apresentam maior dificuldade de usinagem; entre HI ($45,0 \pm 3,40$ N) e C ($44,0 \pm 2,49$ N) não houve diferenças significativas (RIBEIRO et al., 2011).

A avaliação da confiabilidade dos modos de falha podem fornecer informações sobre o comportamento mecânico das diferentes configurações. A hipótese nula deste estudo foi a de inexistirem diferenças entre os três sistemas HE/HI/CM. Foram

utilizados 54 implantes Implacel de Bortoli® (São Paulo/Brasil), divididos em 3 grupos (N=18), restaurados proteticamente com o mesmo padrão de coroa metalocerâmica para incisivo central superior. Nestes elementos a ciclagem foi realizada em três níveis para cada grupo: 9 amostras receberam carga leve, 6 moderada, 3 agressiva. Os resultados mostraram que nos implantes hexágono externo 10 fraturaram no hexágono, 6 no corpo, os 18 pilares ficaram intactos e 12 parafusos protéticos fraturaram. Nos hexágonos internos, todos os implantes e pilares ficaram intactos, porém, todos os parafusos fraturaram. No grupo com junção cônica, todos os implantes ficaram intactos, 7 pilares fraturaram, outros 7 deformaram, e 4 parafusos fraturaram. Além disso, ao analisarem a influência do decorrer do tempo de vida das conexões sobre a taxa de falhas, os autores relataram relação entre o acúmulo de danos e a taxa de falha nos três grupos. Embora não tenham ocorrido diferenças significativas em termos de confiabilidade entre os diferentes modelos de conexão, dois fatores importantes devem ser considerados: ambos os sistemas HI e CM apresentaram os melhores cenários restauradores, pois os danos protéticos são passíveis de correção; como já foi dito as falhas em CM foram por acúmulo de danos, sendo necessárias cargas muito maiores para que ocorressem. Para os autores é preferível falhas relacionadas ao pilar. A hipótese nula foi parcialmente aceita, pois não houve variação nas falhas de reabilitações com HE, HI, CM, mas o modo de falha variou, sendo considerado mais danosa nos implantes HE, já que nos demais sistemas testados o dano prevalente foi a fratura do parafuso, algo considerado reversível (MACHADO et al., 2013).

Muitos fatores estão associados a estabilidade da junção parafusada em HE, a altura do hexágono e a liberdade rotacional do conjunto são tidos como importantes parâmetros. Kraisat et al. (2006), analisaram a influência da direção da carga e do tempo de ciclagem, sobre 4 grupos (N=5), de implantes HE MKIV e pilares ceraone Nobel®: GpA (carga perpendicular ao eixo axial e ciclagem de 0.25×10^6), GpB (carga perpendicular ao eixo axial e ciclagem de 0.50×10^6), GpC (carga excêntrica e 0.25×10^6), GpD (carga excêntrica e 0.50×10^6). Os resultados indicam que a localização mais centralizada da carga diminui a rotação do conjunto (GpA = $2.800 \pm .837 \mu\text{m}$ / GpB = 3.400 ± 1.140), sendo a diferença dos resultados de A/B em relação ao C/D (51.400 ± 2.074 e $55.000 \pm 1.871 \mu\text{m}$) respectivamente, significantes para ANOVA (P.<.001).

Além disso, a diferença nos resultados dos grupos C e D, foram relevantes, demonstrando que o tempo de ciclagem aumentado interfere negativamente sobre o desajuste rotacional ($P=0,011$). Os autores concluem que ambos fatores, a carga centralizada e o tempo de aplicação da mesma, comprometem muito menos a estabilidade da junção quando comparados a cargas excêntricas.

A restauração unitária é biomecanicamente mais complicada quando se trata da substituição de elementos dentários nas áreas de pré-molares e molares, devido as forças oclusais serem maiores. Jesus Tavares et al. (2011) quiseram avaliar em conexões hexágono externo, hexágono interno e octagonal interna (OI), a desadaptação dos implantes e pilares (medindo as bases), as dimensões de seus parafusos, e após aplicado torque de 30 Ncm e subsequente ciclagem (500.000 ciclos) verificar o destorque dos parafusos em titânio. Com $N=10$, cinco grupos foram formados: Gp1 (HE – Master Screw/Conexão® + pilar ucla + prótese cimentada); Gp2 (HI – Colosso/Enfils® + pilar pré-fabricado + prótese cimentada); Gp3 (OI – TMI/Pressing Dental® + pilar pré-fabricado + prótese cimentada); Gp4 (HE – Master Screw/Conexão® + pilar ucla + prótese parafusada); Gp5 (HE – Master Screw/Conexão® + pilar cera one + prótese cimentada). Através da análise de variância com nível de significância de 5% e do teste Tukey para comparações múltiplas, foi possível observar que: (1) houve diferenças positivas do diâmetro da base do pilar em relação ao implante, exceto para o Gp2 - 0,03 mm; (2) o comprimento dos parafusos variou entre 5,95 mm e 8,83 mm, o comprimento das roscas entre 4,52 e 5,74 mm, enquanto que o diâmetro entre 1,79 e 1,97 mm; (3) a menor desadaptação vertical antes e após o ensaio de fadiga foi no Gp5, a as maiores nos grupos 1 e 4; após a ciclagem os resultados para desadaptação vertical (Gap) em μm foram: Gp1($17,28 \pm 8,77$), Gp2 ($4,83 \pm 4,50$), Gp3 ($8,07 \pm 4,31$), Gp4 ($17,78 \pm 10,99$) e Gp5 ($3,81 \pm 9,11$). Com relação aos valores de destorque pós carregamento houve diferença estatística entre os grupos ($P<0,05$), tendo sido a menor redução no grupo HI com (17,67%) e a maior nos ucla parafusados (68,33%). As variações nas dimensões dos hexágonos/octógonos, assim como as diferenças entre implantes e pilares podem significar um maior ou menor ajuste ou LR, fato demonstrado, por exemplo, pela maior resistência ao afrouxamento do parafuso no grupo com a menor diferença entre os

hexágonos, o Gp2. Houve correlação entre carga de ciclagem, e diminuição dos torque, mas não entre as demais variáveis.

Estudo para analisar a manutenção do torque de aperto de 4 tipos diferentes de parafusos, por meio da aferição de valores de destorque (foram feitos três ciclos de aperto/desaperto), ocupou 12 amostras de pilares ucla e implantes HE da marca SIN®. Os quatro grupos formados tinham os seguintes parafusos: GpA= titânio, GpB=ouro, GpC= titânio/carbono, GpD= titânio/alumínio e nitrato. Os resultados mostraram que todos os valores de destorque foram menores que os de torque, sendo a porcentagem de manutenção de torque maior no GpA ($81,42 \pm 3,57$), seguido pelo GpC ($73,62 \pm 2,40$), e que as diferenças entre B ($65,21 \pm 2,50$) e D ($67,88 \pm 1,10$) não foram relevantes. Para os autores os baixos valores de B poderiam ser corrigidos com aumento do torque sugerido pelo fabricante, e os melhores valores para o GpA podem derivar do maior comprimento destes parafusos, e por tanto, superfície de atrito. Em análise no MEV (microscopia eletrônica de varredura) pode ser observado que os ciclos de aperto e desaperto alteram a superfície dos parafusos. Sugere-se que os valores para afrouxamento destes parafusos em simulação, que reproduza a interferência clínica da carga sobre a fadiga, sejam analisados futuramente (ASSUNÇÃO et al., 2012).

Vianna et al. (2013) quiseram avaliar a estabilidade de diferentes parafusos de retenção para coroas UCLA implantossuportadas unitárias submetidas à ciclagem mecânica. Quarenta fundições em níquel-cromo-molibdênio divididas em 4 grupos ($n = 10$), onde variaram os parafusos protéticos: Ti = titânio (Bruniht - 3i®), Au = ouro/paládio (Gold-tite - 3i®), TiC = liga em titânio revestida com Carbono (Neotorque - Neodent® - Curitiba/Paraná/Brasil) e TiN = liga em titânio/alumínio/nitrato (Ti-tite - Conexão®). Três valores para torque de remoção inicial (TRI) foram obtidos para cada parafuso usando um medidor de torque analógico. O TRF (torque de remoção final) foi medido após a ciclagem mecânica (1×10^6 ciclos, a 2 Hz, em 130 N). Os dados foram submetidos à análise de variância e do teste de Fischer. Foram observadas diferenças estatísticas significativas entre a TRI nos grupos Ti e TiN, e entre TiC e TiN. Não houve diferença estatística significativa entre a média TR obtidos antes e após ciclagem mecânica, exceto para os parafusos de titânio. Todos os grupos apresentaram

manutenção de torque semelhante após ciclagem mecânica. Como conclusão, apesar de não haver diferença significativa, foi observado que entre os grupos os valores de TRF dos parafusos revestidos foram maiores do que os dos parafusos não revestidos.

Foram objetivo de estudo a avaliação da perda de pré-carga de pilares (N=15) em Ti montados com torque de 32 Ncm, em Au com 32 Ncm, Zircônia (ZrO_2) com 20 Ncm, antes e após carregamento cíclico, bem como a observação em microscópio eletrônico (XL30 ESE-FEG, FEI/Phillips®) do aparecimento de possíveis microdanos nestas estruturas. A hipótese nula era de que não haveriam diferenças percentuais de pré-carga retida (torque de aplicação e reverso, antes e após carregamento), nos três diferentes pilares. Os parafusos de pilares foram apertados de acordo com o torque recomendado pelo fabricante. Inicialmente, um teste de flexão estática foi realizado utilizando-se cinco amostras de cada grupo para determinar a carga para ciclagem. Assim, 10 amostras de cada grupo foram utilizadas para medir o valor de torque reverso (pré-carga) do parafuso de base antes e depois do carregamento. A carga cíclica ($0,5 \times 10^6$ ciclos, 15 Hz, entre 11 e 211 N) foi aplicada a um ângulo de 30 graus em relação ao longo eixo do implante. Os grupos foram comparados por meio de análise de variância e teste de Tukey ($\alpha = 5\%$). Os resultados da análise de torque reverso antes da ciclagem não apresentaram diferenças significativas entre os grupos ($P > 0,05$). Depois do carregamento cíclico a pré-carga diminuiu significativamente em todas as amostras, enquanto que a maior redução foi observada no grupo de ZrO_2 , com uma diferença significativa em relação ao grupo Ti ($P = .010$). A resistência mecânica dos pilares em ouro ($910,2 \pm 53,5$ N) foi significativamente maior ($P < .001$) que nos dois outros grupos: Ti ($580,0 \pm 59,9$ N) e ZrO_2 ($537,4 \pm 55,4$ N). A conclusão é que o maior decréscimo de torque reverso foi para zircônia, que também deflagrou a presença de trincas vistas pelo MEV. Os autores indicam acompanhamento clínico mais de perto destes pacientes, também por ser este material a sofrer maior degradação em boca que os demais (BUTIGNON et al., 2013).

Binon e McHugh (1996), propuseram-se a analisar a relação entre liberdade rotacional e o torque de instalação de dois tipos de pilares, os pré-fabricados (UCLA-gold) e os UCLAS plásticos fundidos sobre um index análogo aos implantes. A ciclagem mecânica foi aplicada e três tipos de falhas foram observadas: desaperto do parafuso,

fratura do parafuso e fratura do implante. Para os testes as amostras foram distribuídas em dois grupos (N=5). Quando 20 Ncm de torque foram aplicados no grupo que continha pilares pré fabricados (Gp1) a média de desaperto foi aos 357,162 ciclos, já os pilares do grupo teste (Gp2) falharam em média por volta de 1 milhão de ciclos. Quando o torque foi aumentado para 30 Ncm a média de ciclos para desaperto subiu para 4,1 milhões e 9,5 milhões respectivamente. Três amostras do grupo teste permaneceram intactas mesmo diante de 10 milhões de ciclos. As fraturas de parafuso ocorreram em 4 amostras do Gp1 quando submetidos a 6,5 milhões de ciclos. Casos de fratura de implante também ocorreram nos dois grupos e são supostamente fruto de variações no desenho do implante, usinagem, e propriedades metalúrgicas e físicas. Se o número de ciclos for expresso em tempo decorrido isso significa dizer que o grupo 1 sob 20 Ncm apresentaria desaperto após 2 a 3 meses, sob 30 Ncm em 24 a 36 meses, o grupo 2 com os mesmo 30 Ncm fracassaria entre 96 e 120 meses. Outro ponto chave ressaltado pelos autores, além de relacionar o aumento da tolerância a ciclagem ao aumento dos torques, foi que no grupo menos tolerante a liberdade rotacional média do conjunto pilar implante esteve entre 3 a 7 graus, diferentemente do Gp2 onde esta variação foi entorno de 0,0 a 0,5 graus. Estes resultados suportam fortemente as afirmações de outros autores de que o desajuste rotacional está vinculado a rigidez nas articulações, perda precoce da pré carga, e maior afrouxamento do parafuso. Além disso, eles demonstram que quando a liberdade rotacional esta presente, um torque de 20 Ncm é inadequado.

Avaliar a desadaptação entre os hexágonos do pilar e implante, sobre efeito de ciclagem, foi objeto de estudo de Binon (1996). Dez conjuntos UCLA/implante (Nobel Biocare® Ti G3) foram ciclados. Entre as amostras os desajustes rotacionais variaram amplamente indo de 1,94° a 14.87°. Quanto maior a diferença de tamanho entre os hexágonos na junção, maior perda de pré-carga ocorre em virtude da liberdade rotacional entre eles, mesmo que expressa em poucos graus. Neste estudo, quando o desajuste ultrapassou 2°, a resistência ao desaperto do parafuso caiu de 6,7 para 4,9 milhões de ciclos, sendo um aumento de 26%. E acima dos 5° de rotação a rigidez articular caiu de 2,5 para 1 milhão de ciclos, uma redução de 63%. Um grupo extra com pilares lisos foi testado e as falhas ocorreram em média a 631,415 ciclos. Foi

demonstrado através do MEV achatamento, desgaste e distorções nos lados e cantos do hexágono dos implantes. Para o autor, o melhor ajuste pilar/implante torna a articulação mais estável, e conseqüentemente é menor a probabilidade de contatos proximais discrepantes entre os hexágonos. O objetivo do torque no parafuso é manter os componentes unidos, este torque deve ter intensidade suficiente para gerar uma pré-carga máxima (alongamento do parafuso) abaixo do seu limite de fadiga. Quando a carga total aplicada ao parafuso (externa a pré-carga) excedem os parâmetros de fadiga, a capacidade de fixação dos componentes entre si cai drasticamente. Quando os componentes se encaixam perfeitamente a pré-carga ideal pode ser alcançada. Quanto maior a diferença de tamanho entre os hexágonos na junção, maior perda de pré-carga vai ocorrer em virtude da liberdade rotacional entre eles, mesmo que expressa em poucos graus.

Davi et al. (2008) avaliaram a integridade dos hexágonos externos (HE) de implantes da marca Neodent® por meio da comparação de dois sistemas de instalação cirúrgico, um sendo com uso de montador (HEM), e o outro com uso de chave para torque interno (HETI). Cada grupo foi composto por 10 implantes, nos quais foram feitas medições, antes e após torques de 45, 60 e 80 Ncm, dos ângulos de liberdade rotacional e das medidas dos hexágonos. Os ângulos foram mensurados através de um dispositivo experimental projetado pela Neodent®, o qual bloqueava o implante usando dois parafusos laterais com porcas, e fixava o pilar em uma peça específica conectada a uma haste, que ao mover o conjunto, marcava em uma escala graduada, com precisão de 0,025°, os ângulos da LR entre implante e pilar. As distâncias entre os vértices do hexágono também foram utilizadas para avaliar a integridade do hexágono externo dos dois grupos de implantes. As medições foram realizadas utilizando um microscópio óptico (Carl Zeiss®, Jena/Alemanha), com uma ampliação de 20 vezes. A análise estatística por ANOVA e teste de Tukey ($P < 0,05$), mostrando não haver diferença significativa entre os ângulos dos implantes intactos (HEM = $3,308 \pm 0,406^\circ$ e HETI = $3,298 \pm 0,168^\circ$) e após aplicação de um torque de 45 Ncm (HEM = $3,274 \pm 0,380^\circ$ e HETI = $3,309 \pm 0,220^\circ$). No entanto, após a aplicação de um torque de 60 Ncm houve diferenças significativas (HEM = $4,029 \pm 0,544^\circ$ E HETI = $3,405 \pm 0,197^\circ$).

Para a aplicação do torque de 80 Ncm, os implantes HETI apresentaram valores de $3,387 \pm 0,215^\circ$, e os HEM deformaram à ponto de inviabilizar a leitura.

A proposta de Kown et al. (2009), foi avaliar em três conexões diferentes para implantes, hexágono interno = Xive (Friadent®, Mannheim/Germany); cônico com index octagonal = Magicgrip (Warantec®, Seoul/Korea); hexagonal externo = MF (Dentium®, Seoul/Korea), se a intensidade dos torques de 45 Ncm e 100 Ncm influenciavam na liberdade rotacional do conjunto pilar/implante. Para esta análise um dispositivo do departamento de materiais (College of Dentistry, Yonsei University, Seoul/Korea) foi utilizado. Basicamente ele continha uma haste de fixação do implante e pilar, conectada a um fio metálico que marcava, com 0,5 graus de precisão, a liberdade rotacional do conjunto pilar/implante. As medidas foram tomadas antes da aplicação dos torques, e após a aplicação dos mesmos por meio de um torquímetro digital (Mark-10®, New York/EUA). Os resultados da LR de cada grupo intacto e após a aplicação de 45 e 100 Ncm, foram respectivamente: Xive ($1,78^\circ \pm 0,18^\circ / 2,34^\circ \pm 0,21^\circ / 3,04^\circ \pm 0,30^\circ$), Margcgrip ($2,50^\circ \pm 0,10^\circ / 2,56^\circ \pm 0,05^\circ / 2,58^\circ \pm 0,08^\circ$), MF ($5,34^\circ \pm 0,18^\circ / 5,60^\circ \pm 0,27^\circ / 5,98^\circ \pm 0,28^\circ$). Assim, sob aplicação de 45 Ncm e 100 Ncm o grupo de implantes MF adquiriu liberdade rotacional acima de 5 graus, e os outros dois apenas 3 graus. Entretanto, quando analisada a liberdade entre implantes e suas respectivas chaves, MF e Xive mantiveram as medidas em torno de 5 e 3 graus respectivamente, porém os Implantes Magicgrip chegaram a apresentar quase 8 graus de liberdade após aplicação de 100 Ncm. A conclusão foi que de 0 à 45 Ncm de torque todos os grupos apresentaram menos de um grau de aumento, e dos 45 aos 100 Ncm o aumento foi insignificante.

Os objetivos de um estudo realizado por Piantino (2010), com implantes Titamax Ti cortical (Neodent®) foram: avaliar se a fundição de diferentes pilares UCLA: base em tilite/sobrefundidos em tilite, e plásticos totalmente calcináveis fundidos em NiCr (níquel-cromo), interfeririam na LR entre pilar/implante, bem como o efeito da ciclagem mecânica nas dimensões hexagonais dos implantes, e no destorque do parafuso de fixação do pilar. A divisão do material foi feita da seguinte maneira: 5 implantes para cada tipo de pilar protético e 10 pilares para cada tipo de cinta ou base (plástica e tilite). Todos os parafusos usados foram de titânio. Um esteriomicroscópio com aumento de

25x foi utilizado para coletar as imagens da distância entre os lados e os vértices de todos os implantes e pilares UCLA, antes e após o processo de fundição, e após o ensaio de fadiga mecânica. Para checar a liberdade rotacional foi utilizado o mesmo dispositivo experimental usado por Davi et al. (2008). Os resultados que mais interessaram a esta revisão foram:

- Houve uma mudança significativa no tamanho dos hexágonos dos implantes, antes e após ciclagem, tanto para o tamanho dos diâmetros quanto para os lados ($P < 0,05$). Inicialmente o diâmetro interno (mm) para os pilares UCLA (Ti = $3,217 \pm 0,037$) e (NiCr = $3,230 \pm 0,033$); após fundição (Ti = $3,162 \pm 0,034$) e (NiCr = $3,198 \pm 0,097$); após fundição e ciclagem (Ti = $3,122 \pm 0,011$) e (NiCr = $3,257 \pm 0,029$). Portanto, pôde-se concluir que a quantidade de ciclos aplicada ($5,0 \times 10^4$) foi suficiente para alterar a conexão destes implantes de forma significativa.
- Nos pilares em NiCr após fundição ($3,210 \pm 1,370^\circ$) e também após terem sido ciclados ($3,818 \pm 1,904^\circ$), a LR média foi inferior a 5° , demonstrando que para esta quantidade de ciclos estes conjuntos apresentam uma união estável.
- Nos pilares em Tilitite ocorreram variações acentuadas após o procedimento de fundição ($4,506 \pm 2,448^\circ$), com a presença de dois valores extremos, um muito baixo ($1,267^\circ$) e o outro elevado ($8,13^\circ$); a média destes pilares após ciclagem foi de $5,126 \pm 2,885^\circ$, valor que segundo Binon (1996) torna a união parafusada incapaz de resistir à aplicação de cargas sem prejuízo à estabilidade da prótese.
- Quanto ao desaperto, a aplicação de cargas cíclicas foi suficiente para provocar 41,44% de perda do torque aplicado nos pilares fundidos em liga de NiCr e 42,88% nos pilares sobrefundidos em tilitite. Sendo que entre as ligas, não houve diferença estatística.

Cabrera (2011), utilizando o dispositivo de medição angular descrito por Binon (1996), no qual é acoplado um transferidor de 180 graus, com precisão de $0,5^\circ$, propôs avaliar a liberdade rotacional de implantes HE TI G2 (AMP CM / P-I Brånemark Philosophy, Bauru/Brasil). Dois grupos ($N=20$) foram testados para cada intensidade de torque (0 Ncm; 30 Ncm; 40 Ncm; 60Ncm; 80 Ncm), um com transferência do torque por meio de um montador e o outro por meio de uma chave de torque interno. Os implantes foram fixados em uma base de aço e os pilares parafusados até obter a primeira

resistência, e então afrouxados em $\frac{1}{4}$ de volta. Uma haste conectada a eles indicava no transferidor a oscilação angular no sentido horário e anti-horário. Dez implantes de cada grupo receberam torque de 80 Ncm para serem avaliados em MEV. O teste ANOVA/Tukey mostraram diferenças significativas para cada um dos torques em cada grupo com $P < 0,0001$. O teste T demonstrou significativa diferença entre os grupos com e sem montador para 30/40/60/80 Ncm. Os implantes HE com montador tiveram para 0 Ncm, 30 Ncm, 40 Ncm, 60 Ncm, 80 Ncm uma média de liberdade rotacional de 2,68; 4,04; 4,61; 6,39; 8,36 graus respectivamente, para HETI as médias foram: 2,50; 2,78; 3,01; 2,86; 2,16 graus. Neste último grupo, a deformação do hexágono se inicia de coronal para apical dos biseis dos vértices, incrementando-se através do aumento dos torques de inserção; os níveis de torque geraram médias de LR dentro dos padrões aceitos. Os autores concluíram que até 60 Ncm todas as amostras HETI apresentaram LR abaixo de 4° , e para o grupo com montador este limite de torque é contra-indicado.

Em um estudo piloto, Carrilho et al. (2005), fizeram uma comparação entre implantes de hexágonos externo e interno Conexão®, no que diz respeito ao comportamento da liberdade rotacional entre eles e seus pilares protéticos. Cinco implantes de cada tipo com seus respectivos pilares serviram para medição individual de seus hexágonos através de um sistema de medidas ótico, com precisão de 0,0001 mm. Foram feitas três medidas por hexágono, correspondentes à distância entre as linhas limites opostas entre si. O torque manual de 20 Ncm foi dado aos parafusos protéticos e com o uso de um dinamômetro, o torque de 40 Ncm foi aplicado externamente aos pilares. A diferença entre o movimento no sentido horário e o anti-horário foi anotada (em graus), tendo a análise da liberdade rotacional uma precisão de $0,5^\circ$. A média de LR encontrada para os implantes hexágono interno foi de $5,5 \pm 1,9^\circ$, sendo em 58,67% das amostras entre 3 e 5 graus, e em 41,33% acima de 5° . Para os implantes hexágono externo a LR média foi de $2,9 \pm 0,3^\circ$, sendo que 93,33% destas amostras apresentaram liberdade rotacional menor que 3° . Foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre os grupos ($P < 0,05$).

Semper et al. (2010a) tentaram analisar a possível diferença de adaptação em implantes com designers cervicais diversos após repetidas montagens e desmontagens (20 vezes para cada conjunto pilar/implante). Isso porque, em geral, após a moldagem

estes dispositivos de segurança antirrotacionais são montados e desmontados sobre implantes e análogos repetidas vezes, até que a prótese fique pronta, assim, as remontagens repetidas refletem a situação clínica, além de serem necessárias para obtenção de dados suficientes para uma análise estatística. Cinco sistemas de encaixe diferentes foram selecionados (dois cônicos e três de junção horizontal), sendo que cada um continha 6 amostras. Para aumentar a confiabilidade da análise das amostras, três examinadores com diferentes níveis de conhecimento sobre implante e sobre a hipótese testada foram selecionados. Os corpos de prova foram levados para análise das discrepâncias verticais, horizontais e angulares, em uma máquina de coordenadas tridimensionais (Vídeo Check IP 600X650, Werth® - Giessen/Alemanha). Com relação aos resultados, as conexões cônicas foram as que apresentaram maior índice de distorção, o que pode estar ligado ao desenho geométrico da interface e a tolerância de usinagem, fato que ainda merece mais investigação para ser comprovado.

Semper et al. (2010b) simularam para restaurações unitárias a relação entre o aumento da liberdade rotacional e variações na angulação dos pilares, com as mudanças na adaptação interna e vertical do conjunto pilar/prótese. Cinco diferentes marcas de conexões foram utilizadas: Camlog (Camlog Biotechnologies®, Wimsheim/Germany - 1,4°), Replace (Nobel Biocare® - 1,9°), Steri-oss (Nobel Biocare® - 3,0°), Astratech (Astratech Implant System® - 3.3°) e ITI (Institut Straumann®, Basileia/Suíça - 3.7°), cujas liberdades rotacionais (α) foram determinadas por princípios geométricos e utilizadas na forma de $\alpha/2$. Os resultados para desadaptação vertical (DV) foram os mais expressivos, e aumentaram com o aumento da angulação do pilar, tendo sido de 233 μm quando a desadaptação interna (DI) inicial estipulada foi de 5 μm , a angulação do pilar de 20°, e a liberdade rotacional (LR) de 1,85°; nas mesmas condições, mas variando a desadaptação interna para 60 e 100 μm , os resultados foram respectivamente: DV de 802 μm e DV de 162 μm . Quando a angulação do pilar foi de 0°, a LR de 0,7° os resultados foram para DI 5 μm = DV 17 μm ; DI 60 μm = DV 18 μm ; DI 100 μm = DV 19 μm . A conclusão dos autores é de que a melhora no desempenho clínico da liberdade rotacional deve estar relacionado a utilização de desenhos geométricos mais favoráveis, além de ser muito importante a existência de

um index de posição para o pilar definitivo. A rotação do pilar é relevante clinicamente porque afeta a adaptação marginal da supra-estrutura protética.

Outras pesquisas se preocupam em elucidar a precisão dimensional de pilares estéticos em relação a seus respectivos implantes. Uma delas, formou 20 pares de análogos hexágono externo e pilares ZiReal - 3i®, e após a concordância interexaminadores, medidas da profundidade, largura, diâmetro e liberdade rotacional do pilar foram comparadas antes e após a preparação e cozimento cerâmico. Os três primeiros parâmetros avaliados não variaram, e a variação de LR não ultrapassou 3 graus. O pilar ZiReal não apresentou alterações significativas, o que reflete positivamente sobre as condições biológicas e mecânicas futuras do conjunto. Apesar das dificuldades em analisar por meio de ensaios clínicos controlados parâmetros como a liberdade rotacional, a sugestão é de que a busca por avaliações deste tipo sejam feitas (VIGOLO et al., 2004).

Para comparação da liberdade rotacional de 3 tipos de pilares feitos pelo sistema Procera (Nobel Biocare®), Vigolo et al. (2006), encontraram para as 20 amostras (análogo e respectivo pilar) os seguintes resultados: titânio ($127,7 \pm 1,45$ min), zircônia ($121,5 \pm 1,32$ min), e alumina ($123,8 \pm 1,70$ min). Aplicando-se testes estatísticos ficou expresso que os grupos de titânio e zircônia não apresentaram diferenças entre si, mas em relação a alumina houve relevância na diferença dos resultados. Para os três grupos a LR em graus não ultrapassou a 3. A significância clínica destes resultados não pode ser demonstrada, em função da dificuldade em se analisar por meio de ensaios clínicos controlados parâmetros como a liberdade rotacional.

O processo de sinterização aos quais estes materiais estéticos são submetidos pode gerar distorções com intensidades variadas dependendo do volume do objeto e da tecnologia utilizada. Garine e seus colaboradores em 2007, objetivaram relacionar o gap com a liberdade rotacional, analisando pilares de 5 tipos diferentes (cada um combinado a implantes de suas respectivas marcas), Gp1 = ProZir (Procera Zircônia); Gp2 = ProAl (Procera Alumina); Gp3 = EstAb (Procera Zircônia); Gp4 = ZiReal (Biomet 3i – zircônia com cinta em titânio); Gp5 = ZeroRot (Biomet 3i – titânio). Todos os implantes e pilares foram escaneados por microscópio eletrônico e as distâncias centro-canto dos 6 vértices de cada amostra foram mensuradas. O desajuste rotacional

foi calculado com a ajuda de um dispositivo de medição de ângulos e um codificador ótico de precisão (HEDS-9100; EUA Digital®, Vancouver/Canadá) com 0.088° de precisão. Um entalhe foi feito na cinta metálica e na resina envolta as cintas cerâmica (neste caso para que as mesmas não fraturassem), para encaixe da chave manual que giraria os pilares. Um lubrificante foi passado na interface pilar/implante, e um torque de 1 N foi aplicado para mantê-los juntos sem imobilização. Cada pilar foi rotacionado 3 vezes (300 medições no total). O gap foi calculado de duas formas: uma subtraindo as 6 distâncias centro/canto dos implantes das respectivas distâncias também obtidas nos pilares, a outra subtraindo a maior distância centro/canto do implante, da menor distância centro/canto do pilar, para esta situação os resultados foram (μm): Gp1 (0,083), Gp2 (0,06), Gp3 (0,075), Gp4 (0,035), Gp5 (0,03). Os resultados demonstraram que os cantos dos pilares com hexágonos metálico eram mais definidos, o que talvez tenha dificultado a precisa medição linear dos pilares totalmente cerâmicos. A rotação média exibida pelo pilar ZeroRot foi maior ($1,61^\circ$) do que a anunciada pelo fabricante ($<1^\circ$), mas significativamente menor que a encontrada nos demais grupos ($P < 0,001$), seguido dos pilares estéticos com cinta em titânio ($3,48 \pm 0,40^\circ$). Os resultados de liberdade rotacional média para os demais grupos teste foram: Gp1 ($4,13 \pm 0,68^\circ$), Gp2 ($3,92 \pm 0,62^\circ$), e Gp3 ($4,10 \pm 0,67^\circ$). Os autores concluíram que de acordo com os resultados, apesar de não ter sido feito carregamento cíclico, todas as amostras estariam aptas a suportar um carregamento de 4,4 milhões de ciclos sem precipitar afrouxamento. Diferentemente da idéia intuitiva, não houve correlação entre desajuste rotacional e Gap, o que reforça a ideia de que um íntimo contato das partes não é suficiente para manter a estabilidade. Isto pode ser explicado porque ao se encaixarem, 6 lacunas entre os vértices são esperadas, e é a ligação de um ou mais vértices que limita a rotação. Tais diferenças tão expressivas podem estar relacionadas aos processos laboratoriais, principalmente no que diz respeito a sinterização, a qual pode gerar contrações no material na ordem de 15 à 30%. Os autores concluem que os desajustes para os pilares em zircônia parecem afetar a capacidade de manter o torque aplicado.

O desafio estético com implantes em zonas anteriores permanece. Além disso, a precisão do encaixe pilar/implante é fundamental, tanto para preservar a saúde

perimplantar, quanto para estabilidade da junção parafusada. Alguns estudos já citaram a estabilidade de junções com pilares estéticos, porém Alikhasi et al. (2013) relatam desconhecem estudos com pilares personalizados Zirkonzahn® (Tirol do Sul/Itália), em que o ajuste horizontal, vertical, rotacional e a perda de torque fossem analisados. A hipótese nula levantada, foi de que inexistem diferenças entre os parâmetros de medição encontrados nestes pilares em comparação com pilares pré-fabricados em titânio. Dois grupos (N=10) foram formados, ambos contendo implantes HE – Easy Abutment - Nobel Biocare® , parafusados (35 Ncm) em pilares GpTi e GpZrO₂. A análise dos desajustes foram feita através de uma máquina de medição por vídeo (VMM-Galileo, Starrett Precision Optical® - Athol/Masachusetts/EUA), cujas vantagens são agilidade e menor custo operacional. Os resultados demonstraram que houve diferenças estatísticas significantes entre os grupos para liberdade rotacional (P<0,001), discrepância horizontais (P<.001) e medições geométricas (P<0,001). A perda média de torque por meio da análise por desaperto foram para o GpTi = 36,3 ± 4,9%, e para GpZrO₂ = 44,3% ± 10,3%, sem serem no entanto significativas estatisticamente. Sem sombra de dúvidas a variação que mais chamou a atenção foi a liberdade rotacional, tendo ficado a média dos pilares em titânio em 0,99 ± 0,13°, dentro do padrão considerado desejável; a média para os pilares em zircônia (8,28 ± 0,69°) ultrapassou o limite máximo de tolerância recomendado.

Bränemark (1981) foi o primeiro a falar em adaptação passiva, sugerindo que 10 µm de desadaptação vertical seriam toleráveis. Neste sentido, Yannikakis e Prombonas, (2013), criaram um corpo de prova com 3 implantes e 5 elementos em prótese fixa ligados a extensômeros, para analisar a diferença na produção de tensão, compressão e flexão localizadas nas conexões com diferentes infraestruturas protéticas, onde variaram o tipo de liga de assentamento do pilar, e a existência ou não solda. O GpA foi composto por pilares com base em cromo-cobalto em peça única; GpB (Cr-Co e pontos de solda); GpC ouro e platina (Au-Pt em peça única); GpD (Au-Pt e pontos de solda); GpE (controle = Cr-Co e adaptação passiva). Os ensaios resultaram na exclusão do GpA pois macroscopicamente já se observavam desadaptações, e o GpE foi o que apresentou os melhores resultados para todos os tipos de deformação. A combinação de múltiplos cilindro plásticos fundidos em cromo-cobalto aumenta

significativamente o gap de desadaptação (aproximadamente 100 μm); em comparação, a adaptação de cilindros com base usinada em ouro apresentam adaptação superior. O que chama atenção é que durante a aplicação da porcelana e sua queima, as distorções aumentam nos encaixes em ouro, paradoxalmente ao fato de serem estas ligas as de melhor estabilidade dimensional. A justificativa pode estar no fato da rigidez do material, no caso o Cr-Co, se sobrepôr a estabilidade dimensional do Au-Pt. Em função da interferência da aplicação cerâmica sobre a estabilidade da liga metálica, fica claro que a utilização de pontos de solda não são suficientes para garantir a passividade do encaixe. As ligas em ouro apresentam um custo elevado, as de Cr-Co tem por sua vez além da vantagem do custo, boa biocompatibilidade e resistência a corrosão. Indica-se com este estudo, que pilares em cromo-cobalto para peças com múltiplos elementos em peça única sejam evitados. O foco deve ser mantido sobre a passividade da junção, em detrimento da estrutura e do método de fabricação.

2.3 Titânio odontológico e suas propriedades mecânicas

O titânio foi utilizado em implantes dentários em substituição a materiais como aço inoxidável e ligas em cromo-cobalto-molibdênio, que após um tempo prolongado sofriam corrosão, provocando no osso circunjacente reação de reabsorção (BRÄNEMARK et al., 1969).

O titânio é o quinto elemento encontrado em maior abundância na terra. Seu beneficiamento e processamento exigem certo grau de dificuldade e consomem alto custo de energia, exigindo que seu produto acabado possua elevado valor agregado. Os parâmetros a serem analisados na seleção dos materiais para emprego como implantes, estão associados a definição do tipo e nível de tensão a que serão submetido, resistência à corrosão e biocompatibilidade. É importante que o material apresente elevada resistência à tração e a fadiga, associada a boa resistência à degradação física. O titânio com alto grau de pureza (TiCp) possui baixo teor de elementos intersticiais (carbono, hidrogênio, oxigênio e nitrogênio), os quais influenciam de forma relevante as propriedades mecânicas. No grupo das ligas em Ti a mais importante é encontrada na fase Ti6Al4V, largamente utilizada na indústria por possuir

alta resistência a oxidação, baixa reatividade e excelente resistência mecânica ao escoamento, 600 à 1200 MPa (BILESSIMO, 2012).

Ao passar por processo de conformação mecânica o metal tem sua estrutura alterada, logo suas propriedades mecânicas também o são. Dentre as conformações podemos citar a feita à frio, onde ocorre no metal, durante o escorregamento dos planos, uma desordem da estrutura cristalina tornando mais difícil o escorregamento, assim, a dureza do material aumenta, esse endurecimento causado pela deformação a frio é conhecido como encruamento. Por este método, a fragilidade também cresce devido à diminuição da ductilidade do material. O estudo de um novo processo de fabricação traduz outras características ao produto acabado. A conformação mecânica tem a característica de atribuir novas propriedades a peça e ainda elimina desperdícios de material. Em estudo feito para avaliar o comportamento do processo de extrusão inversa na produção de pequenas peças em TiCp G4 e promover a fabricação de uma pré forma visando o implante dentário modelo cone morse, a fabricação teve início com barras laminadas e uso de usinagem como transformação em produto acabado. Após realização dos experimentos, dados de dureza, fibramento e força de extrusão foram coletados e analisados estatisticamente, sendo concluído que há viabilidade do uso da conformação a frio do titânio em pequenas peças, obtendo boa precisão dimensional e controle operacional. Recomendam-se análises futuras de outras variáveis que possam interferir no processo, como por exemplo, lubrificação, temperatura, diferentes composições químicas da materia prima, análise de outros materiais conformados pelo mesmo processo, comparação de produto por conformação com os já existentes no mercado e fabricados tradicionalmente por usinagem (BILESSIMO, 2012).

A ASTM International, anteriormente conhecida como a Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM), é um líder mundial no desenvolvimento e fornecimento de padrões internacionais de consenso voluntário. Hoje cerca de 12000 normas ASTM são utilizadas em todo o mundo para melhorar a qualidade de produtos, aumentar a segurança, facilitar o acesso ao mercado de comércio, e conquistar a confiança no consumidor. Para normatização do titânio utilizado no fabrico de implantes, o padrão ISO 5832-2 é semelhante a ASTM F67, os quais informam as características e as propriedades químicas, mecânicas e metalúrgicas do titânio Cp; já a ASTM F136 / ISO

5832-3 informam sobre a Liga G5 (Tabela 1). A escolha da composição e propriedades mecânicas depende da concepção e aplicação do dispositivo médico. O titânio comercialmente puro é dividido em 4 graus, sendo o primeiro o mais ductível, e o quarto o mais resistente a tração (ASTM, 2013).

Tabela 1 – Classificação (grau), número da norma ASTM, composição química (% em peso), resistência a tração (RT), módulo de elasticidade (E) e dureza Brinell (HB) – FONTE: ELIAS et al., 2013.

Tipo	ASTM	O	Fe	H	C	N	RT (MPa)	E (GPa)	HB
Ti Grau 1	F 67	0,18	0,20	0,015	0,10	0,03	235	100	120
Ti Grau 2	F 67	0,25	0,30	0,015	0,10	0,03	338	100	160
Ti Grau 3	F 67	0,35	0,30	0,015	0,10	0,03	441	100	200
Ti Grau 4	F 67	0,40	0,50	0,015	0,10	0,05	540	102	250
Ti Grau 5	F 136	0,13	0,25	0,012	0,08	0,05	880	115	...
Osso cortical	-	-	-	-	-	-	186	15-30	-

A moabilidade do titânio é considerada ruim devido a várias outras propriedades a saber: alta reatividade química a altas temperaturas, condutibilidade térmica relativamente baixa, e alta ductibilidade. A liga Ti6AL4V apresenta melhor moabilidade que o Ti Cp, isso porque existem duas fases α e β na microestrutura fundida da primeira liga, o que lhe confere maior resistência a deformação plástica e perda da ductibilidade, e também gera lascas de metal mais facilmente. Em pesquisa comparando ligas de titânio comercialmente puro (ASTM G2), Ti6AL4AV (ASTM G5), Ti6AL4VCu (com proporção de Cu de 1,4 e 10%), e liga em Co-Cr, concluiu-se que quanto maior a incorporação do cobre, melhor a propriedade de moabilidade da liga (WATANABE et al., 2009).

Apesar de estarem disponíveis no mercado mais de 100 ligas em titânio, 60% do consumo são das ligas Ti6Al4V; 13% de Ti Cp do grau 1 ao 4; 7,2% Ti3Al2.5V. Na odontologia são utilizadas as ligas G5 – uso ortopédico (com maior tolerância ao carregamento pesado) e as comercialmente puras (melhor biocompatibilidade por meio

da formação da camada de óxidos estável e inerte em sua superfície). O Ti G5 tem como restrições ligadas a composição química a liberação de íons tóxicos como alumínio e vanádio, um alto módulo de elasticidade (115 Gpa) que pode induzir efeitos deletérios associados ao “stress shielding” (ELIAS et al., 2013a).

Este fenômeno stress shielding é um processo que ocorre quando as forças exercidas em um membro que possui uma prótese são diferentes daquelas exercidas em um membro normal. Esta diferença de forças induz à perda da densidade óssea local (osteopenia), levando a atrofia óssea (ELIAS et al., 2013a, p.76).

O despertar para o nosso estudo, veio em partes dos resultados em testes com um novo Ti Cp grau 4 endurecido a frio, o qual demonstra menores desvantagens que o Ti Cp e o Ti G5. Para tanto, foram feitas comparações entre Ti G4 hard, Ti G2, G4 e G5, através de 3 ensaios de acordo com a Norma ABNT NBR 16044: ensaio de torção (com torques de inserção simulada de 45 à 120 Ncm), ensaio de compressão do Ti G4 hard, e teste de torção com a chave de inserção do implante. Por meio da análise no MEV (Quanta250 FEG® – FEI/Alemanha), foi possível observar que o tratamento de superfície com ácido gerou na região interna das microcavidades do Ti G4 hard rugosidades com a magnitude na ordem de grandeza de nanômetros. A comparação da deformação dos hexágonos TI G4 e Ti G4 hard submetidos a 120 Ncm demonstrou significativa diminuição da deformação plástica deste último. Em relação a resistência mecânica à tração, ela aumentou na seguinte ordem: $Ti\ G2 < G4 < G5 < G4\ hard$. Com base nos resultados, os autores afirmam ser possível substituir o TI G5 pelo Ti G4 hard sem comprometer a resistência à fratura do implante, e com a vantagem de não haver componentes de liga. Outro ponto importante é que o aumento da resistência mecânica, evita a deformação plástica durante a aplicação dos torque de inserção, além de melhorar a estabilidade entre o implante e os componentes da prótese, e tornar possível a confecção de implantes de menor diâmetro, muito úteis em áreas de restrita espessura óssea e limitado espaço intercalar. A possibilidade de utilização de implantes em pacientes anteriormente considerados críticos, gerou a necessidade de modificações na forma dos implantes, seja por exemplo, por meio da diminuição do diâmetro ou das conexões internas. Também por esse motivo se tornou necessário aumentar a resistência mecânica sem oferecer efeitos deletérios, como por exemplo a

redução da biocompatibilidade. No trabalho a frio, os materiais metálicos são deformados plásticamente a uma temperatura baixa, e os defeitos criados ficam armazenados para aumentar a resistência mecânica. Este fenômeno de aumento da resistência mecânica por deformação plástica a frio é denominado encruamento. Portanto, o processamento a frio do Ti permite a deformação simultânea ao endurecimento do Ti (ELIAS et al., 2013a).

Os biomateriais são classificados conforme sua interação com os tecidos em: biotoleráveis, bioinertes e bioativos; estes últimos interagem com os tecidos, gerando ligações cartilaginosas, de tecido mole e ósseo; o TiCp é bioativo e osteoprodutor. A natureza exata da osseointegração não é bem compreendida, o que se sabe é que as células aderem a camada de óxidos, o que por sua vez pode ser intensificado com o uso de superfícies mais rugosas, alterações na composição química e molhabilidade da superfície. De acordo com a lei de Wolff, uma excessiva redução ou aumento da tração ou tensão de compressão sobre o osso vivo provoca diminuição de sua espessura, aumenta a perda de massa óssea e pode gerar osteoporose. Isto é denominado efeito de blindagem por tensão ou o já citado “stress shielding”. Qualquer redução da rigidez do implante através da utilização de um material de menor módulo de elasticidade será definitivamente melhor para a distribuição do estresse no osso circunjacente (ELIAS et al., 2013b).

A resistência do material a fadiga pode ser modificada por mudanças nas partículas do material, sem alterar sua estrutura macroscópica. Fraturas por fadiga podem ocorrer em consequência da formação de rachaduras preferencialmente na superfície, e eventualmente se estenderem para o interior do objeto, tornando-se grandes o suficiente para comprometerem a resistência mecânica de toda a peça. A formação de trincas é mais propensa em superfícies ásperas, por causa do seu efeito geométrico. Quanto maior a rugosidade, maior a concentração de tensão e menor a resistência a fadiga. Por outro lado, superfície e subsuperfície com melhores propriedades mecânicas impedem a propagação de trincas e melhoram a resistência a fadiga. Utilizando cinco grupos (N=7), com implantes de idêntica macrogeometria e liga (Cp Ti G3), onde variaram a altura do hexágono e o tratamento de superfície (Gp1 = 0,6/eletropolimento; Gp2 = 1,2/eletropolimento; Gp3 = 1,8/eletropolimento; Gp4 =

1,8/ácido sulfúrico; Gp5 = 1,8/jateamento com óxido de alumínio), os testes demonstraram um aumento significativo da vida média sob fadiga nos hexágonos com 1.8 de altura, provavelmente porque os hexágonos mais curtos são submetidos a maior estresse em função da relação força por área. Já o tratamento de superfície por jateamento teve ainda mais impacto sobre a fadiga ($P < .001$), tendo agregado o dobro de resistência a fadiga quando comparado com os grupos com eletropolimento e o triplo dos que sofreram ataque ácido. A deposição de partículas pelo jateamento produz uma deformação plástica que asperiza a superfície deixando com um estado de compressão residual, que previne a ocorrência de trincas e conseqüentemente propagação de fissuras (GIL et al., 2009).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivos Gerais

Avaliar a estabilidade da junção pilar/implante, quando diferentes torques de inserção cirurgicos são aplicados.

3.2 Objetivos Específicos

Avaliar possíveis deformidades lineares e angulares nos hexágonos dos implantes TI em ligas de titânio grau 4 hard, após torques de instalação de 40 Ncm, 60 Ncm, 70 Ncm, 80 Ncm, 90 Ncm e 100 Ncm.

Verificar a confirmação da hipótese nula.

4 MATERIAL E MÉTODO

Neste capítulo são apresentados todos os materiais utilizados neste experimento e a forma como ele foi realizado. Todos os ensaios e mensurações foram realizados na fábrica da Conexão® Sistemas de Prótese (Aruajá/São Paulo/Brasil).

4.1 Seleção e preparo das amostras

Foram selecionados, a partir do mesmo lote, 60 implantes HE Master Grip Conexão® em Ti Cp G4 hard medindo 3,75x13 mm, plataforma regular 4.1 e 0,7 mm altura; 60 pilares ceraone antirrotacional (Conexão®) (Figura 1 a,b,c), sequencialmente identificados com um marcador permanente na cor preta Pilot Corporation® (Tóqui/Japão). Para montagem dos corpos de prova, uma placa maciça em alumínio puro (Al), com as seguintes dimensões: 22x14x2 cm foi confeccionada. A cada 2 cm², por meio de uma fresa CNC (controle numérico computadorizado), foi feita uma perfuração (3,75x13 mm) para cada implante (as roscas internas da cavidade eram iguais as roscas externas do corpo do implante, favorecendo com isso a estabilidade e o contato perfeito entre as superfícies). Um a um, eles foram sendo inseridos primeiramente com uma chave manual, e a partir da resistência por atrito um torquímetro manual (Conexão®) com torque máximo de 30 Ncm terminou de inserir os implantes (Figura 2 a,b,c,d).

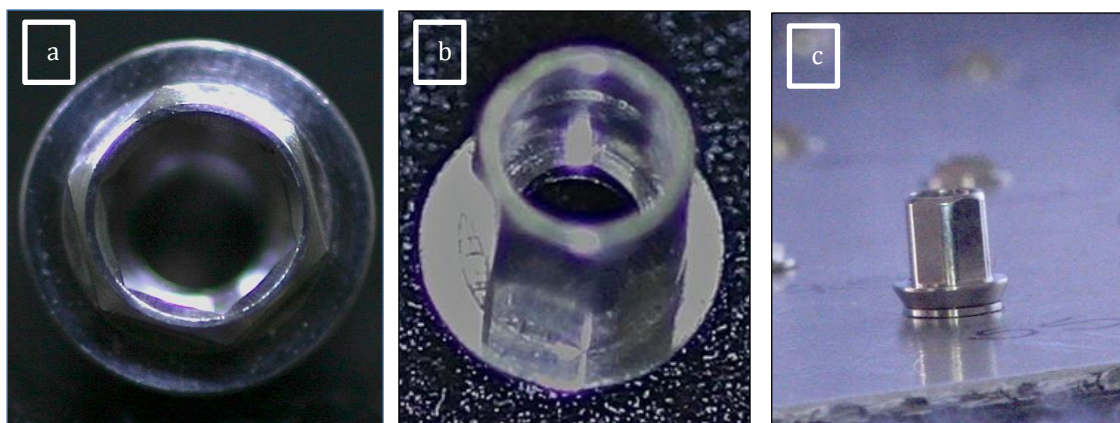


Figura 1 – Implante Master Grip (a); pilar ceraone (b); conjunto formador do corpo de prova (c) (Conexão®) – 2014.

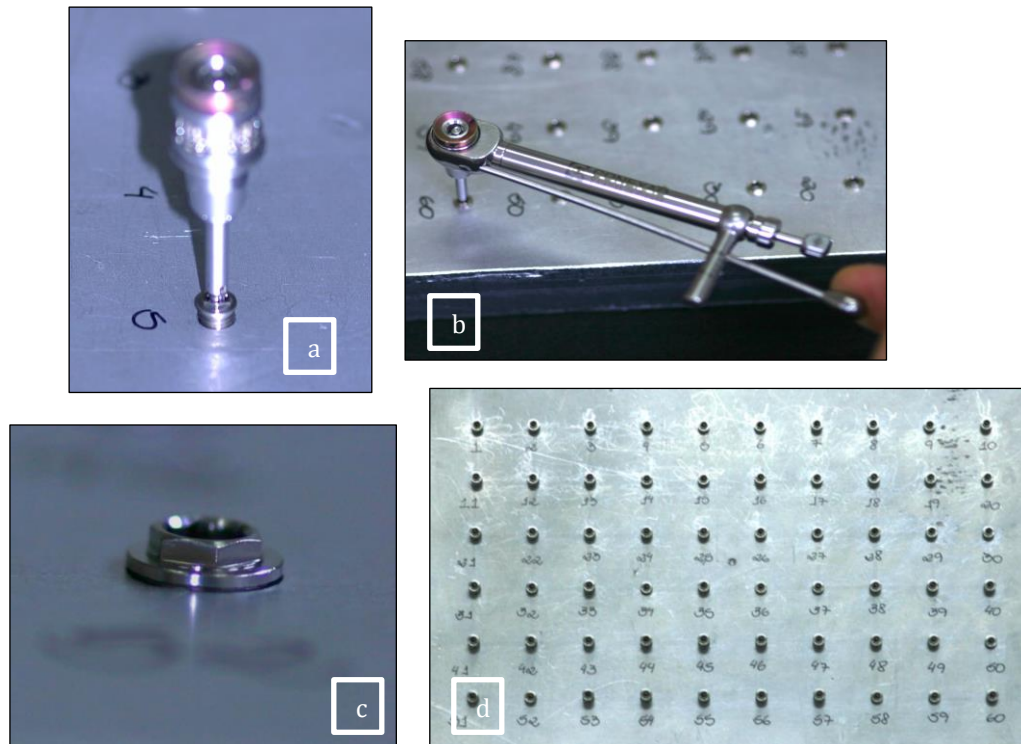


Figura 2 – Inserção manual do implante com chave TI (a); finalização da inserção dos implantes com torquímetro manual, sem ultrapassar 30 Ncm (b); relação de justaposição entre o implante e o topo da perfuração (c); todos os 60 implantes posicionados (d) – 2014.

4.2 Avaliação das medidas dos hexágonos

4.2.1 Metrologia industrial

Compreende-se por metrologia industrial, medições durante o processos de fabrico e controle da qualidade dos mais variados produtos e serviços. Suas análises se baseiam em uma cadeia hierarquizada de padrões existentes em laboratórios e empresas, padrões estes rastreáveis a padrões primários (internacionais ou nacionais) (MULTISENSOR COORDINATE METROLOGY, 2007).

Alguns anos atrás, a metrologia dimensional ótica (ou não-contato) foi dominada por microscópios de medição e projetores, permanecendo relativamente inalterada desde o desenvolvimento do projetor de perfil. No entanto, a medição automática de características geométricas só pode ser realizada por duas partes dimensionais utilizando a técnica de luz de transmissão. Mais recentemente, devido à sua

versatilidade e automação, a metrologia de coordenadas multidimensional substituiu as técnicas mais antigas consideradas menos capazes do refinado alcance de precisão requerido por toda a indústria (MULTISENSOR COORDINATE METROLOGY, 2007).

O pré-requisito para o estado da arte da metrologia óptica inclui o uso de modernas formas de processamento de imagem, sendo os primeiros sensores desenvolvidos na década passada. A medição por coordenadas tridimensionais é um caso único, ela é feita tomando-se como base um sistema de coordenadas cartesianas ou outras escalas que determinem o deslocamento de um ponto a outro, sendo a posição desse ponto tomada por “sensores” que podem ser a laser, toque, óptico, etc... Máquinas de medição por coordenadas com características de multisensor, com e sem contato, combinam as vantagens de medições óticas e táteis em um único sistema. Esta combinação de sensores foi feita para possibilitar a realização de tarefas de medição mais atuais. Sensores optoelectônicos ganharam especial significância em função da crescente complexidade de formas, tamanhos, e os requisitos avançados de peças e componentes miniaturizados. A velocidade elevada de máquinas de medição em coordenadas multisensores permite economia e produção cuidadosa (MULTISENSOR COORDINATE METROLOGY, 2007).

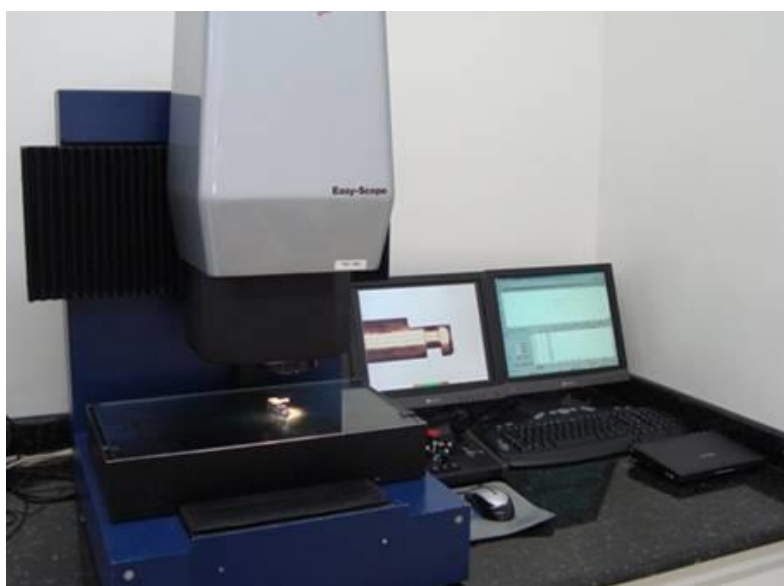


Figura 3 – Equipamento de medição por coordenadas - tridimensional ótica multisensor CMMs – Easy Scope 3D - Werth® - 2014.

Neste estudo, uma tridimensional ótica multisensor CMMs – Easy Scope 3D - Werth® (Giessen/Alemanha), foi utilizada para medição dos hexágonos. Todos os pilares e implantes foram posicionados abaixo do sensor ótico (Figura 3), assim, a detecção automática das bordas ocorre, e a medição em três eixos (alcance 200 mm eixo X, 100 mm eixo Y, e 200 mm eixo Z) pode ser realizada. A magnificação utilizada na captação das imagens foi de 200 vezes (Figura 4 a,b,c,d,e). Cada um dos 6 lados das 120 amostras foram medidos, e o exclusivo software Werth Autoelement® gerou os vértices. Com a reconstrução digital de cada hexágono (pilares/implantes), a distância entre os três lados de cada amostra foi mensurada e a média registrada (Apêndices A e B).

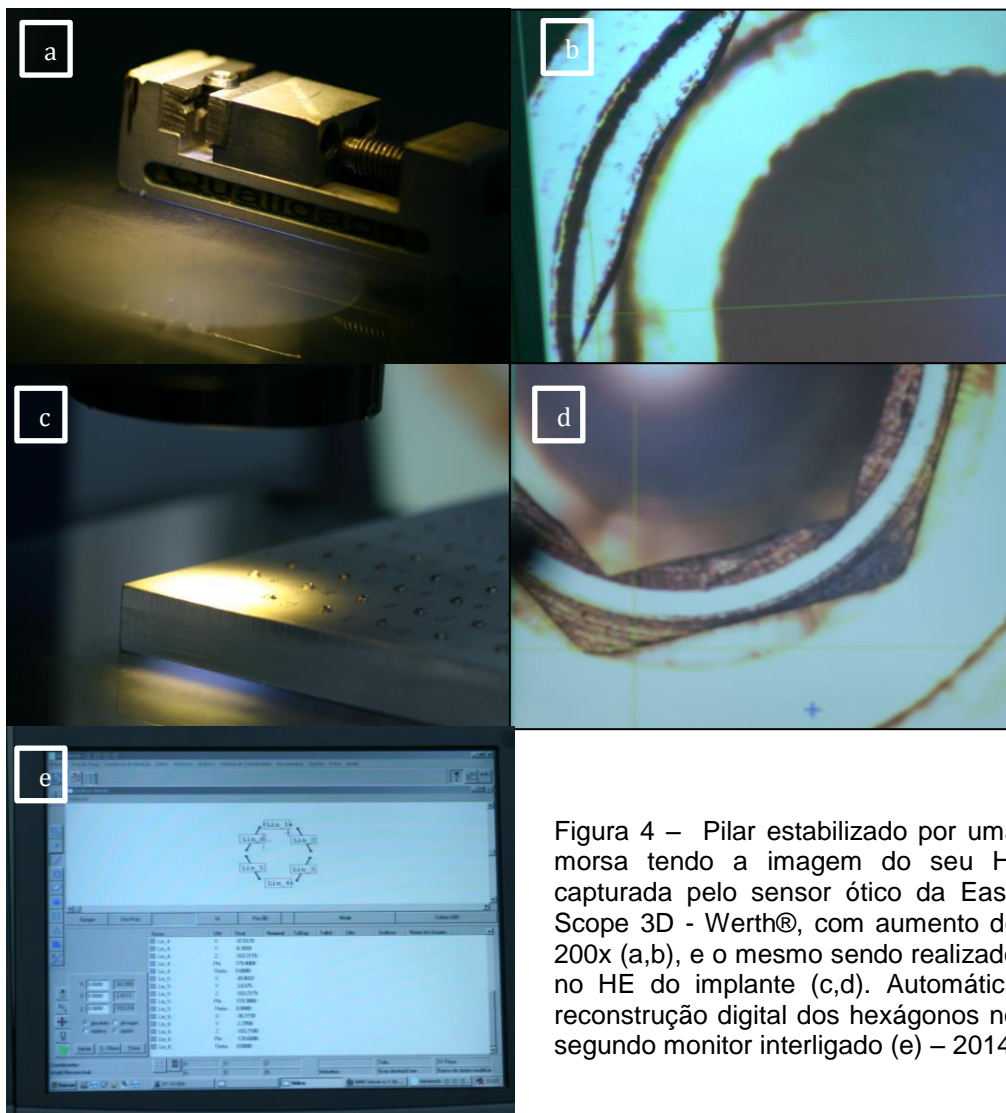


Figura 4 – Pilar estabilizado por uma morsa tendo a imagem do seu HI capturada pelo sensor ótico da Easy Scope 3D - Werth®, com aumento de 200x (a,b), e o mesmo sendo realizado no HE do implante (c,d). Automática reconstrução digital dos hexágonos no segundo monitor interligado (e) – 2014.

4.3 Randomização e aplicação dos torques

A randomização das amostras, por sorteio, resultou na formação de 6 grupos (Gp) (N=10). Para aplicação dos diferentes níveis de torque: Gp1-controle (40 Ncm), Gp2 (60 Ncm), Gp3 (70 Ncm), Gp4 (80 Ncm), Gp5 (90 Ncm), Gp6 (100 Ncm), foi utilizado um aferidor de torque digital do tipo célula– Mackena Ind. E Com Ltda® (São Paulo/SP), indicado para medição de valores de torque muito pequenos, com erro máximo de exatidão e repetibilidade na leitura de 1%, e capacidade de torque de até 136 Ncm (Figura 5). Durante todo o experimento o operador da tridimensional ótica manteve-se sem o conhecimento da hipótese e cegado.



Figura 5 - Célula Mackena Ind. e Com Ltda®, utilizada para aplicação dos 6 diferentes níveis de torque – 2014.

4.4 Simulação da liberdade rotacional

Novamente, todas as amostras de implante tiveram a distância de cada face do hexágono medidas, os hexágonos reconstruídos digitalmente, e a média da distância dos três lados gerada.

Para obtenção do desajuste angular do conjunto pilar/implante inicial (DAI) e desajuste angular pilar/implante pós-torque (DAT), as imagens digitais dos hexágonos

foram processadas utilizando o software CAD-3D Solidwork® - Dassault Systemes S.A (Velizy-Villacoublay, Paris/França). A sobreposição dos hexágonos deflagraram a folga no sentido horário para os dois conjuntos separadamente (Figura 6). Por fim, para obtenção dos ângulos de liberdade rotacional, os valores de folga foram multiplicados por dois, por entendermos que é a soma das folgas no sentido horário e anti-horário que determina o desajuste rotacional total para cada conjunto (Apêndice C).

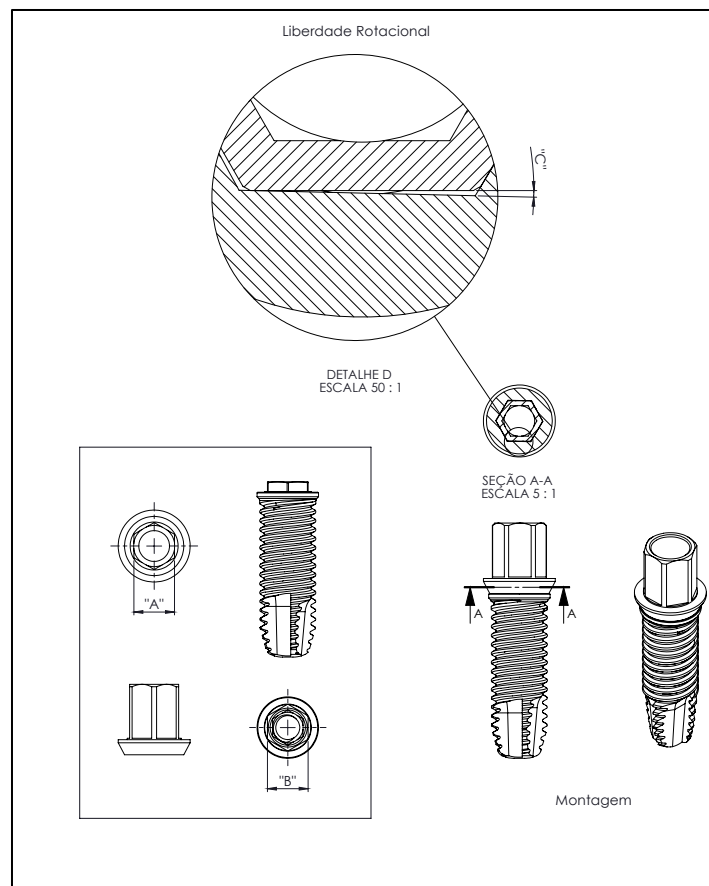


Figura 6 - Liberdade rotacional simulada através do software CAD-3D Solidwork® - 2014.

4.5 Análise estatística

O software MS Excel 2010 (Microsoft, Redmond/USA) e o SPSS 20.0 (SPSS Inc, Chicago/USA) foram usados na análise para a comparação de cada grupo antes e após a aplicação dos torques (Teste T Pareado), e para comparação entre os grupos (Teste

Oneway ANOVA), tendo sido assumido um nível de significância $\alpha = 5\%$ para todos os testes.

5 RESULTADOS

Na Tabela 2 estão descritas as médias das distâncias lineares dos lados dos pilares e dos implantes inicialmente e após aplicação dos torques, sendo que para os grupos 1, 2, 3, 4, 5 o decréscimo, e no grupo 6 o acréscimo foram insignificantes, não havendo variação estatística entre os grupos e entre os pares. O conjunto pilar/implante de número 4 submetido a 40 Ncm de torque foi o que apresentou maior variação no ângulo de liberdade rotacional, com DAI = 2,044° e DAT= 2,121°; inversamente, o conjunto de número 27 submetido a 80 Ncm foi o que menos variou, com DAI = 1,487° e DAT = 1,177°; fica evidente que a variação numérica destas amostras foi muito discreta, e está de acordo com as demais, o que demonstra não interferência do torque sobre a estabilidade dimensional de implantes Ti G4 Hard (Figura 7, 8). Apesar o Gp6 ter sido o único em que a média de DAT foi maior que DAI, estatisticamente a comparação tanto dos grupos entre si (Apêndice E), e dos pares (Apêndice F), expressou resultados semelhantes na aplicação dos torques, em todas as amostras. A H_0 não foi rejeitada, a distribuição foi normal, sendo $P > 0,05$ para todos os testes (Tabela 3).

Tabela 2 - Para cada grupo (N=10) são apresentados a média (M), o desvio padrão (DP) e o valor de P (significância) das distâncias (mm) entre os três lados dos hexágonos dos pilares e dos implantes, inicialmente e após a aplicação dos torques – 2014.

Grupos	M/DP Pilares	M/DP Implantes Inicial	M/DP Implantes Pós-torque	P
1	2,723	2,700	2,700	.616
2	2,721	2,700	2,700	.541
3	2,721	2,700	2,700	.560
4	2,719	2,700	2,699	.200
5	2,721	2,701	2,699	.329
6	2,721	2,700	2,701	.231

Tabela 3 - São apresentadas para cada grupo: a média do desajuste angular do conjunto pilar/implante inicial (DAI) e pós-torque (DAT); o desvio padrão (DP), intervalo de confiança (IC); e valor de p (significância) – 2014.

Gp	N/cm	M/DP	IC	P
1	-	1,731° ± 0,238°	1,560 a 1,901	.725
	40	1,748° ± 0,186°	1,615 a 1,881	
2	-	1,653° ± 0,278°	1,454 a 1,853	.539
	60	1,677° ± 0,296°	1,464 a 1,889	
3	-	1,653° ± 0,207°	1,505 a 1,801	.561
	70	1,699° ± 0,326°	1,530 a 1,868	
4	-	1,495° ± 0,106°	1,419 a 1,571	.202
	80	1,587° ± 0,247°	1,410 a 1,764	
5	-	1,590° ± 0,214°	1,437 a 1,743	.329
	90	1,683° ± 0,257°	1,499 a 1,867	
6	-	1,652° ± 0,211°	1,501 a 1,803	.232
	100	1,552° ± 0,261°	1,364 a 1,739	

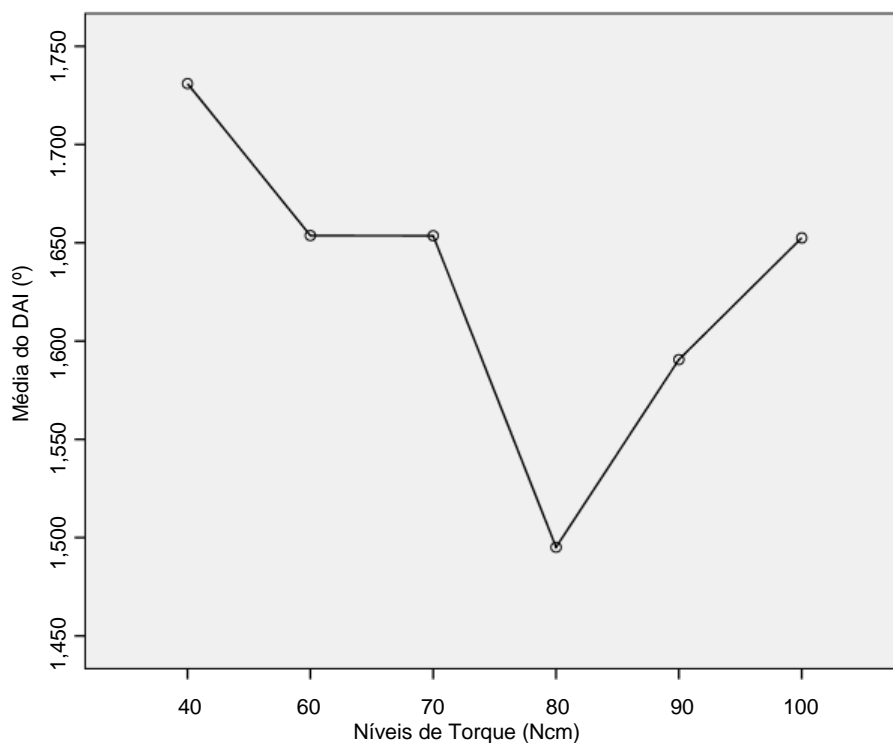


Figura 7 – Variação da média do desajuste angular dos 6 grupos antes da aplicação dos torques – 2014.

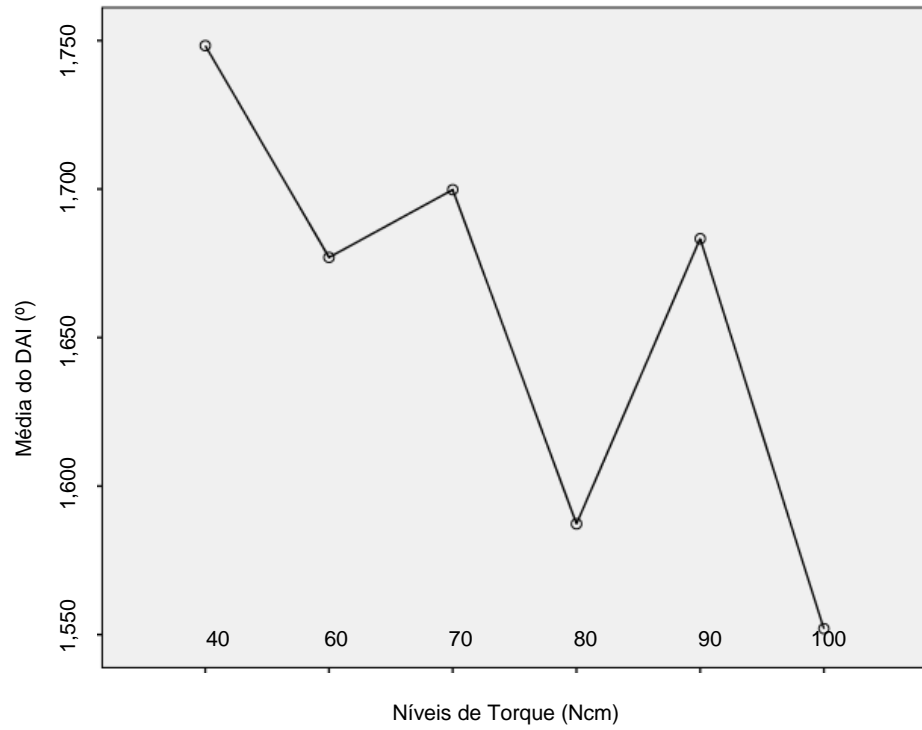


Figura 8 – Variação da média do desajuste angular dos 6 grupos após a aplicação dos torques - 2014.

6 DISCUSSÃO

Apesar do crescente uso de implantes dentais (BELISSIMO, 2012), uma alta demanda por este tipo de tratamento permanece. Os benefícios estéticos e principalmente funcionais deste tipo de tratamento são indiscutíveis quando comparados com outras modalidades disponíveis para reabilitação de edentulismo parcial ou total. Acompanhando o aumento da procura está o interesse por tratamentos mais ágeis, sendo a possibilidade de indicação de carga imediata o principal anseio de muitos profissionais e pacientes. No entanto, sua indicação tem como um dos importantes pré-requisitos a obtenção de um bom travamento cirúrgico do implante, rotulado como estabilidade primária. Curiosamente, mesmo com vasta literatura favorável a aplicação de carga imediata unitária, aproximadamente 39% dos cirurgiões ainda rejeitam a técnica, vendo-a com desconfiança (CARDOSO et al., 2013).

Muitos fatores influenciam a estabilidade primária, seu aumento por exemplo, tem relação com o aumento da densidade óssea e a quantidade de contato da superfície osso/implante (AHMAD et al., 2013), conseqüentemente sua diminuição ocorre em osso de baixa densidade, já que o torque de inserção é baixo (LUI et al., 2012), nestas condições a micromovimentação do implante sempre é elevada (OTTONI et al., 2005; TRISI et al., 2009). Desta forma, uma forte relação entre torque de instalação e estabilidade tem sido demonstrada, com o aumento de 20% na taxa de sucesso em carga imediata a cada 9,8 Ncm de acréscimo no torque de instalação (OTTONI et al., 2005). Outros resultados relacionados a estabilidade, demonstraram que o ISQ cai significativamente quando, imediatamente após a inserção de implantes, o pilar é preparado em boca (COHEN et al., 2013). Os torques mais elevados geram um aumento da porcentagem de superfície óssea em contato com o implante ($r=0.797$, $P<0.0001$) (LUI et al., 2012). A análise de regressão e o coeficiente de correlação de Spearmam, também demonstraram uma alta correlação entre o pico do torque de inserção e a micromovimentação ($P=-0.54$; $P<0.001$), isso porque, ao aplicar uma força lateral de 30 N em implantes torqueados a 45 e 100 Ncm inseridos em osso de densidade alta e média, as reduções na micromovimentação (μm) foram respectivamente: $(41,72 \pm 5,11 / 52,08 \pm 4.46)$, $(38,24 \pm 5,5 / 45,86 \pm 7,65)$, e em osso

de densidade baixa sob torque de 20 Ncm, a micromovimentação máxima diante da aplicação da mesma carga lateral é de $147,95 \pm 46.42 \mu\text{m}$ (TRISI et al., 2009). Em osso de densidade média e alta, a cada 10 Ncm de aumento no torque a micromovimentação na interface osso/implante diminui $4 \mu\text{m}$ (TRISI et al., 2011b). Um torque de 80 Ncm pode estar relacionado a 100% de êxito em carga imediata (CANIZZARO et al., 2012b).

Histologicamente, essa tensão/compressão durante o travamento do implante parecem não comprometer o tempo de osseointegração quando grupos com torques diferentes são comparados, o que se vê é que em casos de maior compressão óssea (grupo teste: 110 à 150 Ncm) não há apenas neoformação, mas uma intensa remodelação de todo osso circunjacente, reduzindo a estabilidade primária na primeira semana, mas, obtendo após 30 dias uma estabilidade secundária em virtude do osso recém formado (TRISI et al., 2011a). Favorável a estes resultados são os do ensaio clínico em que dois grupos, um com variação de torque de 30 à 50 Ncm e outro de 70 à 176, apresentaram-se semelhantes. Seus autores concluíram que o torque elevado de até 176 Ncm não impediu a osseointegração, nem tão pouco aumentou a reabsorção marginal ao redor de implantes cônicos (KHAYAT et al., 2013). Trisi et al. (2011b) demonstraram que em grupos de média e alta densidade óssea, com aumento do torque de 20 à 70 Ncm, o decréscimo da micromovimentação foi em média de 30%, sendo de alta significância estatística ($P=0.05$).

Apesar dos relatos acima, as discussões sobre o impacto do torque elevados na osseointegração permanecem, exemplo disso, é que para alguns autores embora a redução da micromovimentação seja desejável, baixos graus de tensão óssea também o são, pois com o excesso de tensão sobre o osso maior quantidade de remodelação é necessária, resultando em potencial diminuição da estabilidade do implante ao longo do tempo (FREITAS et al., 2012). Além disso, sendo a estabilidade secundária o objetivo da osseointegração, torques elevados podem ser contraproducentes (SOTTO-MAIOR et al., 2010; NORTON, 2011). Em análise no MEV pode-se observar que a distribuição de tensões no osso cortical sob torques de 30 Ncm e de 80 Ncm, foram respectivamente 4,15 Mpa, e 11,1 Mpa (SOTTO-MAIOR et al., 2010). A estratégia técnica da subinstrumentação do leito ósseo merece uma avaliação cuidadosa no que

diz respeito a diminuição da micromovimentação, pois ainda não se concluiu de que forma esta estratégia aumenta o atrito e os prejuízos à camada externa de implantes com superfície tratada; ou se o padrão de resposta celular se modifica (NORTON, 2011). Estudos devem ser realizados com níveis mais estratificados de torque, no sentido de determinar a melhor faixa a ser utilizada (CANIZZARO et al., 2012b).

Mesmo que o fator remodelação óssea deixe de ser encarado como um limitador para um torque elevado, a tolerância dimensional de diferentes marcas e de algumas ligas em titânio parecem que sim. Isso porque, complicações com implantes unitários são geralmente relacionadas as junções parafusadas, sendo o desaperto de parafuso a mais frequente (ASSUNÇÃO et al., 2012; GARINE et al., 2007), ocorrendo em aproximadamente 12% das ligações ainda no primeiro ano (ELIAS, 2011). Binon (2000), define como parafuso frouxo todo aquele que requer pelo menos $\frac{1}{4}$ de volta para atingir a pré-carga ideal, mesmo que não apresente mobilidade clínica detectável. Este autor acredita que em conexões HE só 10% do torque aplicado ao parafuso é utilizado para manter a estabilidade da conexão, o restante é perdido em virtude da falta de assentamento e consequente fricção entre os componentes, o que indica ser prudente reapertar estes parafusos a cada intervalo de 12 à 18 meses, reestabelecendo a pré carga ideal e evitando problemas mecânicos com os componentes. A principal função do parafuso é manter os componentes unidos (pilar/implante e pilar/prótese) e não resistir a rotação do conjunto (GARINE et al., 2007).

Teoricamente, por ser o parafuso protético o elo mais frágil do sistema, seu afrouxamento sinaliza fracasso dos outros componentes (ELIAS, 2011). Os demais elos são: o do tipo de conexão; desenho e matéria prima dos componentes, incluindo rugosidade e resistência dos materiais; adaptação passiva; liberdade rotacional; excessiva flexão da junção parafusada; efeito de sedimentação entre as superfícies de contato (BUTIGNON et al., 2013, ELIAS, 2011); magnitude e direção das forças oclusais (KRAISAT et al., 2006; BUTIGNON et al., 2013), isso porque neste último caso, os resultados de Kraisat et al. (2006) permitem entender que muitas vezes o poder de desestabilização de cargas oclusais excêntricas supera o do tempo de ciclagem e a da LR. Assim, um ajuste oclusal preciso, e a inexistência de parafunções são altamente desejáveis para o bom desempenho protético. Com relação aos demais aspectos,

sugere-se que a liberdade rotacional possa estar ligada a falta de precisão de usinagem e resistência dos materiais, que expostos a alterações adicionais advindas da manipulação clínica, deflagram um desajuste rotacional fora do aceitável. Importantes pesquisas neste sentido foram realizadas, uma delas indica que mesmo o parafuso tendo uma pré-carga adequada, a desadaptação rotacional é a principal causa de falhas relacionadas ao desaperto (BINON E MCHUGH, 1996). Isso porque, na comparação de pilares pré-fabricados e totalmente calcináveis em junções HE, o bom ajuste entre as peças aumentou a estabilidade. No grupo com pilares pré-fabricado, expressando o número de ciclos em tempo decorrido, ao torquear o parafuso em 20 Ncm o desaperto ocorreria após 2 a 3 meses, sob 30 Ncm entre 24 a 36 meses; já o grupo calcinável com os mesmo 30 Ncm fracassaria entre 96 e 120 meses. Além disso, no grupo menos tolerante a ciclagem, a LR média do conjunto pilar implante esteve entre 3 a 7 graus, diferentemente, para o outro grupo esta variação foi em torno de 0,0 a 0,5 graus (BINON E MCHUGH, 1996).

Um significativo aumento da estabilidade da junção ocorre quando a liberdade rotacional presente é menor que 2 graus, sendo que, um desajuste rotacional acima de 5 graus exporia a estrutura a grandes riscos (BINON, 1996; BINON E MCHUGH, 1996). Foi demonstrado que diante de LR maior que 5° há a redução de 63% no número de ciclos necessários para o desparto, observando-se pelo MEV achatamento, desgaste e distorções nos lados e cantos do hexágono dos implantes (BINON, 1996). O deslocamento rotacional do pilar pode influenciar a estabilidade da supra-estrutura protética. A desadaptação interna é considerada a medida no sentido perpendicular a parede axial do pilar, já a desadaptação marginal é considerada em relação ao desajuste vertical da supra-estrutura com o pilar. A angulação adicional do pilar pode afetar o acatamento preciso da supra-estrutura. A rotação bidimensional é uma referencia na posição tridimensional do pilar, e resulta em desadaptação (SEMPER et al., 2010b). O desajuste rotacional passou a ter uma grande importância no que se refere, entre outros quesitos, ao alinhamento correto dos componentes em próteses unitárias, pois a rotação de alguns graus pode modificar a oclusão e os pontos de contato interproximais obtidos no modelo de trabalho, e ainda uma possível desadaptação vertical adicional nos casos cimentados, acarretando aumento na

espessura da linha de cimentação, repercutindo negativamente na saúde periimplantar (SEMPER et al., 2010b).

De acordo com pesquisa realizada por Cabrera, 2011, ao aplicar diferentes torques de inserção em implantes hexágono externo, a força gerada pelo montador é do tipo cisalhamento sobre o hexágono, o que pode gerar grande deformação, limitando o nível de torque a menos de 60 Ncm. Diferentemente dos implantes com montador, onde a força de cisalhamento é sobre os biséis dos vértices, nos TI a compressão deforma internamente as paredes, sugerindo que uma dilatação possa ocorrer já que os resultados para 80 Ncm ($2,16^\circ$) foram menores que para implantes intactos ($2,56^\circ$) (CABRERA, 2011). A Nobel Biocare® em 1999, foi a primeira empresa a transferir o torque de inserção por meio de uma chave de encaixe interno no implante, denominado “stargrip”. Como vantagens dos implantes TI podemos citar: o menor custo, rapidez e praticidade no procedimento de instalação, preservação dos contornos do hexágono externo e facilidade em espaços méso-distais reduzidos, menor tamanho do conjunto implante/chave de inserção, otimizando fixações em paciente com limitação de abertura bucal (LENHARO et al., 2010). A sugestão de que a chave Ti sob torque elevado gere dilatação do hexágono, foi um fato discretamente observado nos nossos resultados para 100 Ncm. No entanto, alguns autores sugerem cautela na aplicação de torques excessivos, pois o descontrole destas deformações podem ocorrer nos implantes dificultando ou até mesmo inviabilizando um correto e passivo assentamento protético (CANNIZZARO et al., 2012a).

Na comparação estatística entre pilares em titânio e dois tipos de pilares fabricados pelo sistema Procera (Nobel Biocare®), os resultados em titânio e zircônia não diferiram, ao contrário do que ocorreu quando a comparação foi com pilares em alumina. No entanto, para os três grupos a LR não ultrapassou a 3° (VILOGO et al., 2006). Contrariamente, em análise dos desajustes através de uma máquina de medição por vídeo, a variação que mais chamou a atenção foi a LR, tendo ficado a média dos pilares Zirkozahn® em zircônia em $8,28 \pm 0,69^\circ$ (ALIKASI et al., 2013). Em outro estudo, a média da LR de um pilar totalmente em titânio e outros quatro tipos de pilares estéticos, foi de $1,61^\circ$ e menos de 5° respectivamente, sendo os resultados dos pilares Ti semelhantes aos nossos. Ainda neste estudo, diferentemente da ideia intuitiva, não

houve correlação entre o desajuste rotacional e o vertical (GARINE et al., 2007), o que reforça a ideia de que um íntimo contato das partes não é suficiente para manter a estabilidade (BINON E MCHUGH, 1996). Isto pode ser explicado porque ao se encaixarem, 6 lacunas entre os vértices são esperadas, e é a ligação de um ou mais vértices que limita a rotação (GARINE et al., 2007). Além disso, a melhora no desempenho clínico da liberdade rotacional parece estar relacionada a utilização de desenhos geométricos mais favoráveis (pilares retos), isso porque, em testes com pilares de angulação e desadaptação interna (DI) variáveis, só foi possível demonstrar que a desadaptação vertical (DV) é considerável nos casos em que era máxima a angulação do pilar (20°) e a liberdade rotacional (1.85°), sendo de $DV=233 \mu\text{m}$; Inversamente, com 0° de angulação do pilar e 0.7° de liberdade rotacional, a $DV=17 \mu\text{m}$ (SEMPER et al., 2010b).

A taxa de insucessos em conexões externas (97,3%) e conexões internas (97,6%) não varia, desde que as características antirrotacionais e de pré-carga do parafuso sejam devidamente empregadas (THEOHARIDOU et al., 2008). Comparando a tolerância dimensional de HE, HI e CM, quando submetidos a 45 e 100 Ncm, Kown et al. (2009) demonstraram que a LR dos HE intactos já estavam acima dos 5° , variando insignificamente quando os torques foram aplicados. Resultados de teste em que a vida útil foi acelerada, demonstram que a taxa de falhas aumentam ao longo do tempo, e estão relacionadas ao acúmulo de danos em HE e HI (MACHADO et al., 2013), no entanto, para Ribeiro et al. (2011), a taxa de falha é menor em HE, talvez por existirem diferenças intrínsecas na geometria de variados implantes e componentes.

A evolução na fabricação de implantes e componentes repercute na busca por melhores resultados para LR, o que facilmente se nota ao analisar a média deste tipo de desajuste obtida no passado para implantes HE Conexão® ($2,9 \pm 0,3^\circ$) (CARRILHO et al., 2005), e a obtida por este estudo ($1,629 \pm 0,203^\circ$). Investigações mostram que nem sempre a tolerância apresentada pelo fabricante é exata, um exemplo disso são os pilares ZeroRot 3i® (GARINE et al., 2007). Neste estudo foram escolhidos implantes HE pois o modo de falha nestes elementos parece estar mais associado a danos na geometria da junção (MACHADO et al., 2013); já a escolha de pilares esteticone se justifica pela precisão de usinagem destes componentes (TAN e NICHOLLS, 2001). O

torque de 40 Ncm aplicado no grupo controle (Gp1), foi determinado por ser este valor considerado um limite seguro para aplicação de carga imediata, inclusive em implantes curtos (6,5 mm) (CANIZZARO et al., 2012a), e porque acima deste valor em HE TI a LR ultrapassa os 2° idealizados por Binon (1996a), sendo em média de $3.01 \pm 0,39^\circ$ (CABRERA et al., 2011). O torque máximo de 100 Ncm (Gp6) serviu para demonstrar se a liga hard apresentaria maior estabilidade dimensional que a observada nos testes de Kown et al. (2009); e inclusive nos testes com 80 Ncm (DAVI et al., 2007; CABRERA, 2011). É oportuno lembrar, que mesmo sem a intensão do cirurgião, torques excessivos podem ser aplicados acidentalmente em consequência de dispositivos para transferência de torque, manuais ou digitais, mal calibrados (KAZEMI et al., 2013). O método de medição 3D por vídeo demonstrou alta sensibilidade, sendo considerada por Alikhasi et al. (2013) um método ágil e de menor custo operacional. A média entre os 6 grupos para DAI ($1,629 \pm 0,209^\circ$) estiveram de acordo com o destes autores, que por sua vez encontraram para implantes HE e pilares Easy Abutment (Nobel Biocare®) em Ti LR média de $0,99 \pm 0,13^\circ$. Infelizmente não podemos comparar o DAT pois nossa revisão não encontrou metodologias que citassem esta análise em titânio comercialmente puro G4 hard.

A biocompatibilidade é sem dúvida a propriedade específica mais desejável, seguida da resistência a corrosão diante dos fluídos corporais, resistência mecânica, a fadiga, e ao impacto. Para resistência mecânica, em processo de conformação a frio do titânio G4, obtém-se do titânio encruado, tornando possível a substituição do titânio G5 e a inconveniente toxicidade de seus componentes de ligas, pois alcança-se na liga hard uma resistência a tração próxima a 1000 Mpa. Morfologicamente, Ti Cp G4 e o G4 hard apresentam superfícies semelhantes quando submetidas aos mesmos processos de usinagem e tratamento químico; na comparação da deformação dos hexágonos destas duas ligas submetidas a TI de 120 Ncm, a liga hard demonstrou grande resistência a deformação (ELIAS et al., 2013b).

Nossos resultados demonstraram que a precisão de usinagem inicial verificada está em conformidade com a condição desejável de LR até 2°, e nos permite sugerir que a variação na forma de se beneficiar a liga permitiu que esta precisão se mantivesse inalterada após os testes, um exemplo disso é que se somarmos e

subtrairmos respectivamente os desvios padrão no Gp4 (menor DAI = 1,495°) e no Gp1 (maior DAT = 1,748°) a semelhança entre os resultados é facilmente demonstra Gp4 (1,601°) e Gp1 (1,598°). Assim, a busca por uma estabilidade primária através de um torque máximo de 100 Ncm não causa aumento da liberdade rotacional do conjunto pilar implante quando a liga em titânio grau 4 hard é empregada na sua confecção; além disso, concordamos com os resultados obtidos por Elias et al. (2013b) e a sugestão de que a maior estabilidade dimensional abre a possibilidade de modificações no desenho e macrogeometria de implantes e componentes, a fim de que a aplicação dos mesmos possa ser feita em casos limites.

7 CONCLUSÕES

- Com relação as variações dimensionais lineares dos implantes após a aplicação dos diferentes níveis de torque, não foi observada variação significativa ($P < 0,05\%$), sugerindo que não houve interferência do torque sobre a estabilidade do material.
- A liberdade rotacional não variou entre os grupos, sendo a menor média de DAI observada no Gp4 ($1,495 \pm 0,106^\circ$) e a maior média para DAT no Gp1 ($1,748 \pm 0,186^\circ$). Os grupos e os pares foram considerados semelhantes, tendo para 40, 60, 70, 80, 90 e 100 Ncm o $P = .725 / .539 / .561 / .202 / .329 / .232$ respectivamente.
- H_0 não foi rejeitada

REFERÊNCIAS

Adell R, Lekholm V, Ronckler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6):387-416.

Ahmad OK, Kelly JR. Assessment of the primary stability of dental implants in artificial bone using resonance frequency and percussion analysis. *Int j Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1):89-95.

Alikhasi M, Monzavi A, Bassi SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int j Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(4):996-1002.

Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA, Garcia IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 2012; 21(1):46-50.

Bickford, JH. Introduction to design and behavior of bolted joints. 3 ed. New York: Marcel Dekker; 1995.

Bilessimo LD. Extrusão inversa de pequenas peças em titânio Gr4 para implantes dentários – ferramenta e processo [Tese]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul; 2012.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996; 9(6):511-19.

[†]Estilo Vancouver apresentado pelo Comitê Internacional de Editores de Revistas Médicas, publicadas inicialmente em 1979.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(2):149-60.

Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(1):76-94.

Bozini T; Petridis H; Tzanas K; Garefis P. A meta-analysis of prosthodontics complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(2):304-18.

Brånemark PI, Breine U, Lindström J, Adell R, Hansson BO, Ohlsson P. Intraosseous anchorage of the dental prostheses: experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3:81-100.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 1983; 50(3):399-410.

Brunski, JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. IN: Trisi P, Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability insertion torque and bone density cylindrical implant ad modum Brånemark: is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Impl Res*. 2011b; 22(5):567-70.

Butignon LE, Basílio MA, Pereira RP, Filho JNA. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(3):161-70.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(3):184-92.

Cabrera AEB. Avaliação da liberdade rotacional e desajuste vertical da conexão pilar/implante hexagono externo e interno após simulação de torques de instalação [Tese]. Bauro: Universidade Sagrado Coração; 2011.

Cannizzaro G, Felice P, Leone M, Ferri V, Viola P, Esposito M. Immediate versus early loading of 6.5 mm long flapless- placed single implants: a 4-year after loading report of a split-mouth randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012a; 5(2):111-121.

Cannizzaro G, Leone M, Ferri V, Viola P, Frederico G, Esposito M. Immediate loading of single implants inserted flapless with medium or high insertion torque: a 6-month follow-up of a split-mouth randomized controlled trial. *Eur J Ora Implantol*. 2012b; 5(4):333-42.

Cardoso RC, Gerngross PJ, Diminici JT, Kiat-amnuay S. Survey select dental implants and restorations by prosthodontists. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(4):1017-25.

Carrilho GPB; Dias RP; Elias CN. Comparison of external and internal hex implants rotational freedom: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2005; 18(2):165-6.

Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to asses implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(4):1015-32.

Cohen O, Gabary E, Machtei EE. Primary stability following abutment preparation of one-piece dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(2):375-9.

Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res*. 2008; 22(2):125-31.

Duyck J, Naert I, Turnerch C. Preload on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil*. 2001; 28(3):226-33.

Elias CN (2011). Factors Affecting the Success of Dental Implants, *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4, InTech, DOI: 10.5772/18746. Available from: <http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/factors-affecting-the-success-of-dental-implants>.

Elias NC, Meyers MA, Valier RZ, Monteiro SN. Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance. *J Mater Res Technol*. 2013a; 2(4):340-50.

Elias NC, Roestel J, Zucareli MA, Campaneri C, Resende CRS. Implantes de titânio comercialmente puro com alta resistência mecânica para aplicações em odontologia. *ImplantNews*. 2013b; 10(6):74-81.

Freitas Jr AC, Bonfante EA, Giro G, Jamal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Impl Res*. 2012; 23(1):113-8.

Garine WN, Funkenbusch PD, ercoli C, Wodonscheck J, Murphy WC. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all-ceramic abutment. *Int J Oral Maxillofac Impants*. 2007; 22(6):928-37.

Gil FJ, Aparicio C, Manero JM, Padrós A. Influence of the height of the external hexagon and surfasse treatment on fatigue life of commercially purê titanium dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(4):583-90.

Hsu YT, Fu JH, Al-Hezaini K, Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: A systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *In J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(4):894-904.

Jesus Tavarez RR, Bonachela WC, Araújo CRO. Torque produzido por 4 torquímetros diferentes utilizados em prótese sobre implante, Estudo comparative. *Cienc Odontol Bras*. 2003; 6(1):82-8.

Jesus Tavaréz RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(1):16-21.

Kazemi M, Rohanian A, Mozavi A, Nazari MS. Evaluation of the accuracy and related factors of the mechanical torque-limiting device for dental implants. *J Dent.* 2013; 10(2):112-8.

Khayat PG, Arnal HM, Tourbah BI, Sennerby L. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torque (up to 176 Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 15(2):227-33.

Koh JW, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH. Biomechanical evaluation of dental implants with different surfaces: removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *J Adv Prosthodont.* 2009;1(2):107-12.

Kraisat A, Bagain ZH, Smadi LS, Nomura S, Miyakawa O, Elnasses Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006; 8(2):95-9.

Kraisat A. Two implant/abutment joint designs: A comparative finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):83-7.

Kwon JH, Han CH, Kim SJ, Chang JS. The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. *J Adv Prosthodont.* 2009; 1(1):37-40.

Liu C, Tsai MT, Huang HL, Chen MYC, Hsu JT, Su KC, Chang CH, Wu AYJ. Relation Between insertion torque and bone-implant contact percentage: an artificial bone study. *Clin Oral Invest.* 2012; 16(6):1679-1684.

Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reability and failure modes. *Implant Dent.* 2013; 22(5):540-45.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implants-abutment connection: na 8-degree taper compared to a but joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(1):519-26.

Miyashiro M, Suedam V, Neto RTM , Ferreira M, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis – tension tests. *J Appl Oral Sci.* 2011; 9(1):244-7.

Muley N, Prithiviray DR, Gupta V. Evolution of external and internal to abutment connection. *Int J Oral Implantol Clin Res.* 2012; 3(3):122-29.

Multisensor Coordinate Metrology (2007). Giessen, Germany: Werth Messtechnik. Disponível em: <http://www.werth.de/en/navigation/press/actual-press-releases/werth-easysope-200-3d-manual.html>.

Norton MR. The influence of insertion torque on the survival of immediately placed and restored single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(6):1333-43.

Otoni JM, Oliveira ZFL, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(5):769-76.

Piantino MCJ. Análise da liberdade rotacional de pilares para prótese unitária de hexágono externo submetidos à ciclagem mecânica. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo; 2010.

Ribeiro CG, Maia MLC, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HWA. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci.* 2011; 9(4):414-20.

Rizkallah N, Ficher S, Kraut RA. Correlation between insertion torque and survival rates in immediately loaded implants in the maxilla: A retrospective Study. *Implant Dent.* 2013; 22(3):250-54.

SBBrazil 2010. Pesquisa Nacional de saúde bucal. 2010; Brasil. Disponível em: <http://dab.saude.gov.br/cnsb/sbbrasil/index.html>.

Schulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent.* 1994; 3(1):51-3.

Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: An experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010a; 25(1):86-94.

Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K. Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: Theoretical Considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010b; 25(4):752-8.

Sotto-Maior BS, Rocha EP, Almeida EO, Freitas-Júnior AC, Anchieta RB, Delbel Cury AA. Influence of high Insertion torque on implant placement - an anisotropic bone stress analysis. *Braz Dent J.* 2010; 21(6): 508-514.

Standard specification for unalloyed titanium, for surgical implant applications (UNS R50250, UNS R504000, UNS R50550, UNS R50700 [homepage na Internet]. Estados Unidos da América; 2013 [acesso em 30 de oct 2013]. Disponível em: <http://www.astm.org>.

Standlee J, Caputo A. Accuracy of an electric torque limiting device for implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(2):278-81.

Tan K, Nicholls J. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001; 16(3):367-77.

Theoharidou A, Petridis H, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(4):681-90.

Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovani M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Impl Res*. 2009; 20(5):467-71.

Trisi P, Todisco M, Consolo V, Tavaglini D. High versus low implant insertion torque: A histologic, histomorphometric, and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011a; 26(4):837-49.

Trisi P, Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability insertion torque and bone density cylindrical implant ad modum Brånemark: is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Impl Res*. 2011b; 22(5):567-70.

Viana CA, Delben JA, Barão VAR, Ferreira MB, Santos PH, Assunção WG. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(5):209-14.

Vigolo P, Fonzi F, Mayzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal Abutment with hexagonal connection: In original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;20(1):108-13.

Vigolo P, Fonzi F, Mayzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(4):575.

Watanabe I, Aoki T, Okabe T. Grindability of cast Ti-6AL-4V alloyed with copper. *J Prosthodont*. 2009; 18(2):152-55.

Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28(1):126-34.

APÊNDICE

APÊNDICE A – Distância dos três lados dos hexágonos dos pilares e a média entre elas – 2014.

Componentes				
Amostra	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Média
1	2,730	2,724	2,723	2,726
2	2,721	2,726	2,720	2,722
3	2,724	2,720	2,726	2,723
4	2,728	2,723	2,726	2,726
5	2,723	2,718	2,719	2,720
6	2,721	2,720	2,724	2,722
7	2,723	2,727	2,720	2,723
8	2,730	2,720	2,720	2,723
9	2,717	2,722	2,719	2,719
10	2,723	2,718	2,722	2,721
11	2,722	2,717	2,723	2,721
12	2,722	2,722	2,720	2,721
13	2,723	2,719	2,718	2,720
14	2,724	2,717	2,720	2,720
15	2,724	2,720	2,714	2,719
16	2,721	2,723	2,722	2,722
17	2,722	2,717	2,724	2,721
18	2,723	2,717	2,718	2,719
19	2,719	2,721	2,722	2,721
20	2,718	2,715	2,720	2,718
21	2,720	2,718	2,717	2,718
22	2,719	2,720	2,718	2,719
23	2,726	2,721	2,720	2,722
24	2,727	2,720	2,720	2,722
25	2,723	2,721	2,719	2,721
26	2,721	2,721	2,721	2,721
27	2,719	2,720	2,718	2,719
28	2,724	2,718	2,722	2,721
29	2,719	2,716	2,721	2,719
30	2,724	2,720	2,718	2,721
31	2,721	2,723	2,716	2,720
32	2,722	2,721	2,716	2,720
33	2,718	2,722	2,719	2,720
34	2,726	2,724	2,720	2,723
35	2,725	2,726	2,717	2,723
36	2,719	2,718	2,718	2,718
37	2,727	2,721	2,719	2,722

38	2,726	2,719	2,720	2,722
39	2,718	2,725	2,715	2,719
40	2,726	2,724	2,717	2,722
41	2,723	2,715	2,715	2,718
42	2,724	2,725	2,715	2,721
43	2,717	2,726	2,726	2,723
44	2,719	2,721	2,721	2,720
45	2,723	2,723	2,726	2,724
46	2,723	2,717	2,722	2,721
47	2,726	2,719	2,716	2,720
48	2,725	2,716	2,719	2,720
49	2,717	2,722	2,720	2,720
50	2,725	2,721	2,717	2,721
51	2,724	2,720	2,721	2,722
52	2,724	2,715	2,716	2,718
53	2,727	2,725	2,719	2,724
54	2,723	2,720	2,719	2,721
55	2,723	2,716	2,717	2,719
56	2,725	2,715	2,717	2,719
57	2,724	2,714	2,721	2,720
58	2,723	2,722	2,716	2,720
59	2,726	2,724	2,722	2,724
60	2,724	2,720	2,723	2,722

APÊNDICE B – Distância dos três lados dos hexágonos dos implantes e a média entre elas, com os implantes intactos – 2014.

Implantes antes do torque				
Amostra	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Média
1	2,704	2,690	2,703	2,699
2	2,695	2,704	2,708	2,702
3	2,698	2,696	2,703	2,699
4	2,695	2,704	2,702	2,700
5	2,696	2,706	2,704	2,702
6	2,690	2,701	2,700	2,697
7	2,707	2,691	2,704	2,701
8	2,690	2,708	2,707	2,702
9	2,703	2,691	2,705	2,700
10	2,703	2,700	2,704	2,702
11	2,704	2,691	2,708	2,701
12	2,708	2,697	2,693	2,699
13	2,705	2,695	2,706	2,702
14	2,703	2,691	2,706	2,700
15	2,708	2,699	2,691	2,699
16	2,712	2,691	2,711	2,705
17	2,705	2,698	2,693	2,699
18	2,709	2,691	2,705	2,702
19	2,700	2,693	2,709	2,701
20	2,708	2,692	2,700	2,700
21	2,705	2,695	2,704	2,701
22	2,701	2,692	2,705	2,699
23	2,701	2,690	2,704	2,698
24	2,700	2,696	2,708	2,701
25	2,705	2,692	2,701	2,699
26	2,704	2,692	2,704	2,700
27	2,702	2,695	2,702	2,700
28	2,708	2,698	2,707	2,704
29	2,704	2,691	2,700	2,698
30	2,700	2,690	2,703	2,698
31	2,699	2,693	2,703	2,698
32	2,698	2,694	2,702	2,698
33	2,704	2,695	2,703	2,701
34	2,694	2,695	2,705	2,698
35	2,713	2,700	2,694	2,702
36	2,700	2,693	2,708	2,700
37	2,697	2,696	2,703	2,699

38	2,707	2,699	2,708	2,705
39	2,699	2,690	2,706	2,698
40	2,715	2,702	2,698	2,705
41	2,708	2,691	2,701	2,700
42	2,700	2,696	2,701	2,699
43	2,700	2,695	2,711	2,702
44	2,702	2,691	2,701	2,698
45	2,705	2,691	2,699	2,698
46	2,704	2,694	2,708	2,702
47	2,710	2,692	2,707	2,703
48	2,705	2,691	2,702	2,699
49	2,700	2,692	2,705	2,699
50	2,699	2,689	2,703	2,697
51	2,709	2,688	2,708	2,702
52	2,701	2,691	2,711	2,701
53	2,704	2,690	2,706	2,700
54	2,703	2,692	2,709	2,701
55	2,699	2,695	2,703	2,699
56	2,708	2,692	2,708	2,703
57	2,701	2,691	2,704	2,699
58	2,706	2,680	2,697	2,694
59	2,698	2,688	2,704	2,697
60	2,701	2,693	2,711	2,702

APÊNDICE C – Distância dos três lados dos hexágonos dos implantes e a média entre elas, após a aplicação dos torques – 2014.

Implantes após o torque					
Torque (Ncm)	AMOSTRA	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Valor Encontrado	Média
60	1	2,706	2,702	2,691	2,700
45	2	2,700	2,692	2,707	2,700
70	3	2,712	2,701	2,692	2,702
45	4	2,700	2,691	2,705	2,699
80	5	2,699	2,689	2,700	2,696
90	6	2,704	2,703	2,690	2,699
70	7	2,693	2,701	2,700	2,698
100	8	2,700	2,689	2,704	2,698
80	9	2,709	2,701	2,692	2,701
70	10	2,698	2,695	2,702	2,698
90	11	2,700	2,698	2,688	2,695
70	12	2,706	2,697	2,697	2,700
100	13	2,706	2,701	2,697	2,701
60	14	2,706	2,699	2,690	2,698
80	15	2,703	2,695	2,692	2,697
90	16	2,705	2,699	2,687	2,697
70	17	2,701	2,697	2,690	2,696
90	18	2,711	2,702	2,690	2,701
90	19	2,701	2,699	2,693	2,698
80	20	2,708	2,704	2,691	2,701
60	21	2,705	2,705	2,695	2,702
60	22	2,708	2,698	2,695	2,700
70	23	2,709	2,702	2,691	2,701
100	24	2,714	2,708	2,700	2,707
90	25	2,705	2,702	2,695	2,701
100	26	2,710	2,705	2,696	2,704
80	27	2,709	2,707	2,696	2,704
60	28	2,708	2,703	2,697	2,703
80	29	2,702	2,697	2,686	2,695
70	30	2,709	2,698	2,695	2,701
60	31	2,702	2,697	2,692	2,697
45	32	2,704	2,702	2,694	2,700
60	33	2,708	2,698	2,693	2,700
100	34	2,705	2,700	2,693	2,699
45	35	2,706	2,702	2,696	2,701
70	36	2,705	2,704	2,695	2,701

90	37	2,707	2,705	2,694	2,702
100	38	2,708	2,702	2,696	2,702
100	39	2,705	2,698	2,695	2,699
45	40	2,707	2,700	2,696	2,701
80	41	2,707	2,696	2,694	2,699
45	42	2,706	2,700	2,692	2,699
70	43	2,708	2,694	2,689	2,697
90	44	2,703	2,699	2,689	2,697
60	45	2,702	2,690	2,704	2,699
60	46	2,706	2,695	2,709	2,703
80	47	2,699	2,694	2,711	2,701
45	48	2,700	2,689	2,708	2,699
80	49	2,704	2,697	2,687	2,696
45	50	2,703	2,703	2,692	2,699
45	51	2,706	2,694	2,707	2,702
90	52	2,715	2,700	2,694	2,703
60	53	2,695	2,690	2,706	2,697
80	54	2,704	2,704	2,692	2,700
100	55	2,710	2,703	2,696	2,703
70	56	2,711	2,702	2,690	2,701
100	57	2,713	2,701	2,689	2,701
100	58	2,707	2,697	2,688	2,697
45	59	2,701	2,691	2,702	2,698
90	60	2,710	2,702	2,687	2,700

APÊNDICE D – Liberdade rotacional (graus) entre o conjunto pilar/implante inicial (DAI) e após a aplicação dos torques (DAT) – 2014.

Torque Ncm	Amostra	Implantes Antes do Torque		Implantes Após o Torque	
		DAI unilateral	DAI bilateral	DAT unilateral	DAT bilateral
60	1	1,061°	2,121°	1,022°	2,044°
45	2	0,785°	1,570°	0,862°	1,725°
70	3	0,941°	1,882°	0,825°	1,650°
45	4	1,022°	2,044°	1,061°	2,121°
80	5	0,706°	1,411°	0,937°	1,874°
90	6	0,978°	1,956°	0,901°	1,802°
70	7	0,864°	1,727°	0,979°	1,959°
100	8	0,825°	1,650°	0,979°	1,959°
80	9	0,743°	1,487°	0,705°	1,409°
70	10	0,745°	1,490°	0,900°	1,800°
90	11	0,784°	1,568°	1,015°	2,031°
70	12	0,861°	1,723°	0,823°	1,645°
100	13	0,706°	1,411°	0,744°	1,489°
60	14	0,783°	1,566°	0,860°	1,720°
80	15	0,782°	1,564°	0,859°	1,718°
90	16	0,669°	1,337°	0,978°	1,956°
70	17	0,861°	1,723°	0,977°	1,954°
90	18	0,666°	1,332°	0,705°	1,409°
90	19	0,784°	1,568°	0,900°	1,800°
80	20	0,704°	1,408°	0,665°	1,330°
60	21	0,665°	1,330°	0,626°	1,253°
60	22	0,782°	1,564°	0,743°	1,487°
70	23	0,940°	1,879°	0,824°	1,647°
100	24	0,824°	1,647°	0,591°	1,181°
90	25	0,861°	1,723°	0,784°	1,568°
100	26	0,823°	1,645°	0,668°	1,335°
80	27	0,743°	1,487°	0,588°	1,177°
60	28	0,668°	1,335°	0,707°	1,413°
80	29	0,821°	1,641°	0,936°	1,872°
70	30	0,900°	1,800°	0,784°	1,568°
60	31	0,860°	1,720°	0,899°	1,797°
45	32	0,860°	1,720°	0,783°	1,566°
60	33	0,744°	1,489°	0,783°	1,566°

100	34	0,979°	1,959°	0,941°	1,882°
45	35	0,825°	1,650°	0,864°	1,727°
70	36	0,704°	1,408°	0,665°	1,330°
90	37	0,901°	1,802°	0,785°	1,570°
100	38	0,669°	1,337°	0,785°	1,570°
100	39	0,821°	1,641°	0,782°	1,564°
45	40	0,669°	1,337°	0,824°	1,647°
80	41	0,704°	1,408°	0,742°	1,485°
45	42	0,861°	1,723°	0,861°	1,723°
70	43	0,825°	1,650°	1,018°	2,036°
90	44	0,860°	1,720°	0,899°	1,797°
60	45	1,019°	2,038°	0,981°	1,961°
60	46	0,745°	1,490°	0,707°	1,413°
80	47	0,667°	1,334°	0,744°	1,489°
45	48	0,822°	1,643°	0,822°	1,643°
80	49	0,822°	1,643°	0,937°	1,874°
45	50	0,968°	1,937°	0,861°	1,723°
45	51	0,785°	1,570°	0,785°	1,570°
90	52	0,665°	1,330°	0,588°	1,175°
60	53	0,942°	1,884°	1,058°	2,116°
80	54	0,784°	1,568°	0,823°	1,645°
100	55	0,782°	1,564°	0,627°	1,254°
70	56	0,627°	1,254°	0,705°	1,409°
100	57	0,822°	1,643°	0,744°	1,489°
100	58	1,014°	2,028°	0,899°	1,797°
45	59	1,058°	2,116°	1,019°	2,038°
90	60	0,785°	1,570°	0,862°	1,725°

APÊNDICE E – Relatório Estatístico: Comparação entre os grupos em cada situação, em um mesmo momento (antes e depois) – Oneway ANOVA - 2014.

		Dados descritivos							
		N	Média	Desvio padrão	Erro padrão	95% Intervalo de confiança		Mínimo	Máximo
						Limite inferior	Limite superior		
Lados do Implante Intacto (mm)	45	10	2,70010	,002601	,000823	2,69824	2,70196	2,697	2,705
	60	10	2,70020	,001874	,000593	2,69886	2,70154	2,698	2,704
	70	10	2,70010	,001792	,000567	2,69882	2,70138	2,698	2,703
	80	10	2,70020	,001476	,000467	2,69914	2,70126	2,698	2,703
	90	10	2,70050	,002321	,000734	2,69884	2,70216	2,697	2,705
	100	10	2,69980	,002974	,000940	2,69767	2,70193	2,694	2,705
DAI unilateral (°)	45	10	,86550	,118889	,037596	,78045	,95055	,669	1,058
	60	10	,82690	,139456	,044100	,72714	,92666	,665	1,061
	70	10	,82680	,103619	,032767	,75268	,90092	,627	,941
	80	10	,74760	,053232	,016833	,70952	,78568	,667	,822
	90	10	,79530	,107012	,033840	,71875	,87185	,665	,978
	100	10	,82650	,105299	,033298	,75117	,90183	,669	1,014
DAI bilateral (°)	45	10	1,73100	,238094	,075292	1,56068	1,90132	1,337	2,116
	60	10	1,65370	,278787	,088160	1,45427	1,85313	1,330	2,121
	70	10	1,65360	,207151	,065507	1,50541	1,80179	1,254	1,882
	80	10	1,49510	,106225	,033591	1,41911	1,57109	1,334	1,643
	90	10	1,59060	,214224	,067744	1,43735	1,74385	1,330	1,956
	100	10	1,65250	,211069	,066746	1,50151	1,80349	1,337	2,028
Lados do implante pós-torque (mm)	45	10	2,69980	,001229	,000389	2,69892	2,70068	2,698	2,702
	60	10	2,69990	,002234	,000706	2,69830	2,70150	2,697	2,703
	70	10	2,69950	,002068	,000654	2,69802	2,70098	2,696	2,702
	80	10	2,69900	,002906	,000919	2,69692	2,70108	2,695	2,704
	90	10	2,69930	,002541	,000803	2,69748	2,70112	2,695	2,703
	100	10	2,70110	,003035	,000960	2,69893	2,70327	2,697	2,707

DAT unilateral (°)	45	10	,87420	,093084	,029436	,80761	,94079	,783	1,061
	60	10	,83860	,148407	,046930	,73244	,94476	,626	1,058
	70	10	,85000	,117912	,037287	,76565	,93435	,665	1,018
	80	10	,79360	,123975	,039204	,70491	,88229	,588	,937
	90	10	,84170	,128589	,040663	,74971	,93369	,588	1,015
	100	10	,77600	,130732	,041341	,68248	,86952	,591	,979
DAT bilateral (°)	45	10	1,74830	,186035	,058830	1,61522	1,88138	1,566	2,121
	60	10	1,67700	,296630	,093803	1,46480	1,88920	1,253	2,116
	70	10	1,69980	,236134	,074672	1,53088	1,86872	1,330	2,036
	80	10	1,58730	,247729	,078339	1,41009	1,76451	1,177	1,874
	90	10	1,68330	,257634	,081471	1,49900	1,86760	1,175	2,031
	100	10	1,55200	,261728	,082766	1,36477	1,73923	1,181	1,959

ANOVA		Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	F	Sig.
Lados do implante intacto (mm)	Entre grupos	,000	5	,000	,102	,991
	Intra grupo	,000	54	,000		
	Total	,000	59			
DAI unilateral (°)	Entre grupos	,079	5	,016	1,359	,254
	Intra grupo	,627	54	,012		
	Total	,706	59			
DAI bilateral (°)	Entre grupos	,316	5	,063	1,358	,255
	Intra grupo	2,511	54	,047		
	Total	2,827	59			
Lados do implante pós-torque (mm)	Entre grupos	,000	5	,000	,919	,476
	Intra grupo	,000	54	,000		
	Total	,000	59			
DAT unilateral (°)	Entre grupos	,068	5	,014	,872	,506
	Intra grupo	,842	54	,016		
	Total	,910	59			
DAT bilateral (°)	Entre grupos	,271	5	,054	,869	,508
	Intra grupo	3,371	54	,062		
	Total	3,643	59			

APÊNDICE F – Relatório Estatístico: Comparações pareadas das amostras para cada grupo, antes e após a aplicação do torque – Teste T Pareado – 2014.

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp1 = 45 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,70010	10	,002601	,000823
	Lados do implante pós-torque	2,69980	10	,001229	,000389
Pair 2	DAI unilateral	,86550	10	,118889	,037596
	DAT unilateral	,87420	10	,093084	,029436
Pair 3	DAI bilateral	1,73100	10	,238094	,075292
	DAT bilateral	1,74830	10	,186035	,058830

Amostras Pareadas - Teste									
Gp1 = 45 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)	
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança					
				Abaixo	Acima				
Pair 1	Lados do implante início e pós-torque	,000300	,001829	,000578	-,001008	,001608	,519	9	,616
Pair 2	DAI e DAT unilateral	-,008700	,075379	,023837	-,062623	,045223	-,365	9	,724
Pair 3	DAT e DAT bilateral	-,017300	,150771	,047678	-,125155	,090555	-,363	9	,725

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp2 = 60 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,70020	10	,001874	,000593
	Lados do implante pós-torque	2,69990	10	,002234	,000706
Pair 2	DAI unilateral	,82690	10	,139456	,044100
	DAT unilateral	,83860	10	,148407	,046930
Pair 3	DAI bilateral	1,65370	10	,278787	,088160
	DAT bilateral	1,67700	10	,296630	,093803

Amostras Pareadas - Teste								
Gp2 = 60 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança				
				Abaixo	Acima			
Pair 1 Lados do implante início e pós-torque	,000300	,001494	,000473	-,000769	,001369	,635	9	,541
Pair 2 DAI e DAT unilateral	-,011700	,057764	,018267	-,053022	,029622	-,641	9	,538
Pair 3 DAT e DAT bilateral	-,023300	,115325	,036469	-,105798	,059198	-,639	9	,539

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp3 = 70 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,70010	10	,001792	,000567
	Lados do implante pós-torque	2,69950	10	,002068	,000654
Pair 2	DAI unilateral	,82680	10	,103619	,032767
	DAT unilateral	,85000	10	,117912	,037287
Pair 3	DAI bilateral	1,65360	10	,207151	,065507
	DAT bilateral	1,69980	10	,236134	,074672

Amostras Pareadas - Teste								
Gp3 = 70 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança				
				Abaixo	Acima			
Pair 1 Lados do implante início e pós-torque	,000600	,003134	,000991	-,001642	,002842	,605	9	,560
Pair 2 DAI e DAT unilateral	-,023200	,121101	,038296	-,109831	,063431	-,606	9	,560
Pair 3 DAT e DAT bilateral	-,046200	,242350	,076638	-,219567	,127167	-,603	9	,561

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp4 = 80 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,70020	10	,001476	,000467
	Lados do implante pós-torque	2,69900	10	,002906	,000919
Pair 2	DAI unilateral	,74760	10	,053232	,016833
	DAT unilateral	,79360	10	,123975	,039204
Pair 3	DAI bilateral	1,49510	10	,106225	,033591
	DAT bilateral	1,58730	10	,247729	,078339

Amostras Pareadas - Teste									
Gp4 = 80 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)	
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança					
				Abaixo	Acima				
Pair 1	Lados do implante início e pós-torque	,001200	,002741	,000867	-,000761	,003161	1,385	9	,200
Pair 2	DAI e DAT unilateral	-,046000	,105654	,033411	-,121580	,029580	-1,377	9	,202
Pair 3	DAT e DAT bilateral	-,09220	,211857	,066995	-,243753	,059353	-1,376	9	,202

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp5 = 90 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,70050	10	,002321	,000734
	Lados do implante pós-torque	2,69930	10	,002541	,000803
Pair 2	DAI unilateral	,79530	10	,107012	,033840
	DAT unilateral	,84170	10	,128589	,040663
Pair 3	DAI bilateral	1,59060	10	,214224	,067744
	DAT bilateral	1,68330	10	,257634	,081471

Amostras Pareadas - Teste								
Gp5 = 90 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança				
				Abaixo	Acima			
Pair 1 Lados do implante início e pós-torque	,001200	,003676	,001162	-,001429	,003829	1,032	9	,329
Pair 2 DAI e DAT unilateral	-,046400	,141807	,044843	-,147842	,055042	-1,035	9	,328
Pair 3 DAT e DAT bilateral	-,092700	,284194	,089870	-,296000	,110600	-1,031	9	,329

Amostras Pareadas - Estatística					
Gp6 = 100 Ncm		Média	N	Desvio Padrão	Erro Padrão Média
Pair 1	Lados do implante início	2,69980	10	,002974	,000940
	Lados do implante pós-torque	2,70110	10	,003035	,000960
Pair 2	DAI unilateral	,82650	10	,105299	,033298
	DAT unilateral	,77600	10	,130732	,041341
Pair 3	DAI bilateral	1,65250	10	,211069	,066746
	DAT bilateral	1,55200	10	,261728	,082766

Amostras Pareadas - Teste								
Gp6 = 100 Ncm	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão Média	95% Intervalo de confiança				
				Abaixo	Acima			
Pair 1 Lados do implante início e pós-torque	,001300	,003199	,001012	-,003588	,000988	-1,285	9	,231
Pair 2 DAI e DAT unilateral	-,050500	,123705	,039119	-,037993	,138993	1,291	9	,229
Pair 3 DAT e DAT bilateral	-,100500	,247912	,078397	-,076845	,277845	1,282	9	,232