

RAFAEL MONTEIRO DE MEDEIROS

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COMPONENTES
SOBRE IMPLANTES, DE TORQUE INTERNO E CONVENCIONAIS,
SUBMETIDOS A DIFERENTES TORQUES DE INSERÇÃO**

CAMPO GRANDE
2012

RAFAEL MONTEIRO DE MEDEIROS

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COMPONENTES
SOBRE IMPLANTES, DE TORQUE INTERNO E CONVENCIONAIS,
SUBMETIDOS A DIFERENTES TORQUES DE INSERÇÃO**

Dissertação apresentada ao
programa de Pós-Graduação em
Saúde e Desenvolvimento da
Região Centro-Oeste da
Universidade Federal do Mato
Grosso do Sul, para obtenção do
título de Mestre

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Guimarães de Figueiredo

Co-Orientador: Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho

CAMPO GRANDE
2012

FOLHA DE APROVAÇÃO

RAFAEL MONTEIRO DE MEDEIROS

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL DE COMPONENTES
SOBRE IMPLANTES, DE TORQUE INTERNO E CONVENCIONAIS,
SUBMETIDOS A DIFERENTES TORQUES DE INSERÇÃO**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Saúde e Desenvolvimento da Região Centro-Oeste da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, para obtenção do título de Mestre

Resultado_____

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____

Instituição_____

Prof. Dr. _____

Instituição_____

Prof. Dr. _____

Instituição_____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família, que sempre me deu apoio e coragem para dedicar-me aos estudos e ao trabalho, proporcionando condições e ambiente propício para que isso acontecesse. Dedico em especial à minha esposa Márcia e ao meu filho Lucas, os quais amo profundamente e que são o combustível que me propulsiona para seguir em frente e continuar crescendo.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Prof. Dr. José Luis Guimarães de Figueiredo**, minha gratidão pela oportunidade, disposição, e dedicação de seu tempo para me atender em qualquer momento. Muito obrigado pelo exemplo profissional e acolhimento.

Ao meu co-orientador **Prof. Dr. Túlio Marcos Kalife Coelho** por assumir esta missão pela simples amizade e dedicação à ciência, não poupando esforços para me auxiliar e buscar recursos para realização desta pesquisa. Muito obrigado.

Ao Prof. **Dr. Elizeu Insaurralde**, que além de grande mestre, profissional é também uma pessoa maravilhosa e exemplo a ser seguido. Muito obrigado, mais uma vez, por ceder o espaço e equipamentos necessários à realização deste trabalho.

A **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul**. Pelo que ela representa em minha vida, berço de minha formação profissional e que, por meio de seus profissionais, me colocou no caminho da Odontologia científica, baseada em evidência, mas ao mesmo tempo humanista e promotora de saúde. A esta instituição e a todo seu quadro de professores sou eternamente grato!

A **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul**. Tenho orgulho em ter me formado nessa faculdade, que além do poderoso instrumento de trabalho, proporcionou a convivência com pessoas tão caras a mim. Com respeito, admiração e gratidão, exaltarei sempre o nome desta instituição!

Ao **Programa de Pós-graduação Saúde e Desenvolvimento na Região Centro-Oeste**, através de seus professores e funcionários, que possibilitaram a realização de um grande sonho, a concretização de um grande projeto. Muito Obrigado.

À empresa **Conexão – Sistemas de Prótese**, pelo fornecimento de implantes e componentes utilizados neste trabalho e em especial ao seu funcionário **Dr. Alex** pelo *insight* que motivou esta pesquisa. Muito Obrigado.

À minha esposa **Márcia D. Lessonier Medeiros** e ao meu filho **Lucas Lessonier Medeiros**, pela compreensão pelas horas ausentes dedicadas ao trabalho e

incentivos para que eu persistisse e conquistasse mais essa vitória. Amo muito vocês!

Aos meus **Pais**, por terem me conduzido na vida, pelos caminhos que me trouxeram, hoje, até aqui, com muito amor, carinho e dedicação. Agradeço, ainda, por me apresentarem esta linda profissão que é de Cirurgião-dentista. A vocês, minha eterna gratidão.

A **todos**, que me ajudaram direta ou indiretamente na realização deste trabalho, sem os quais seria impossível alcançar essas metas.

EPÍGRAFE

"LOUCURA É FAZER A MESMA COISA REPETITIVAMENTE, E ESPERAR
RESULTADOS DIFERENTES."

ALBERT EINSTEIN

RESUMO

Medeiros RM. Avaliação da adaptação marginal de componentes sobre implantes, de torque interno e convencionais, submetidos a diferentes torques de inserção.

Campo Grande; 2012. [Dissertação – Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento da região Centro-Oeste].

A utilização de implantes na reabilitação de desdentados revolucionou a odontologia e trouxe grande qualidade de vida a esses pacientes. A busca por uma excelente estabilidade primária, principalmente nos casos de carga imediata, pode induzir o clínico à aplicação de elevados torques no momento da inserção do implante. O objetivo deste estudo foi avaliar a consequência de diferentes torques de instalação na adaptação de componentes pré-fabricados e laboratoriais à plataforma de implantes de hexágono externo (HE) convencionais (CO) e torque interno (TI). Quinze implantes CO e quinze TI, todos de HE, foram divididos em 6 grupos com 5 implantes cada: G1 e G2 - Implantes CO e TI, respectivamente, não submetidos a torque de inserção; G3 e G4 - Implantes CO e TI, respectivamente, submetidos a torque de inserção de 40N/cm²; G5 e G6 - Implantes CO e TI, respectivamente, submetidos a torque de inserção de 80N/cm². Esses implantes foram inseridos perpendicularmente em blocos de resina acrílica incolor para confecção dos corpos e foi parafusados sobre eles pilares do tipo munhão para cimentação. O conjunto foi levado ao microscópio óptico para leitura do desajuste vertical na interface implante-pilar. Em seguida esses pilares foram removidos e o processo repetido com pilares UCLA calcináveis anti-rotacionais fundidos em liga de Nesse. Os munhões não apresentaram desajuste significativo em todos os grupos testados (0,36 ±0,04µm). Os pilares UCLA apresentaram maior desajuste que os munhões (p<0,05) com média semelhante em quase todos os grupos (20,72±3,5µm) exceto no grupo G6 (93,84±4,38µm) diferindo estatisticamente dos demais. De acordo com os resultados, a aplicação de torque de 80N/cm² em implantes HE CO interferiu prejudicialmente na adaptação de pilares UCLA, podendo essa combinação gerar complicações protéticas quando aplicada clinicamente.

Palavras-Chave: Implante Dentário, Torque, Adaptação Marginal, Biomecânica

ABSTRACT

Medeiros RM. Vertical misfit evaluation at implant/abutment interface of internal torque and conventional implants, at different insertion torque.

Campo Grande; 2010.[Dissertação – Programa de Pós-graduação em Saúde e Desenvolvimento da região Centro-Oeste].

The use of implants in the rehabilitation of edentulous patients revolutionized dentistry and brought great quality of life for these people. The search for an excellent primary stability, especially in cases of immediate loading, can induce the clinician to apply high insertion torque. The aim of this study was to evaluate the consequences of different insertion torque in the adaptation of prefabricated and laboratory modified abutments on two types of external hexagon implants (EH): conventional (CO) and internal torque (IT). Fifteen CO and fifteen IT implants, all of them HE, were divided into six groups with five implants each: G1 e G2 - CO and IT Implants, respectively, that did not undergo insertion torque; G3 e G4 - CO and IT Implants, respectively, submitted to insertion torque of 40N/cm²; G5 e G6 - CO and IT Implants, respectively, submitted to insertion torque of 80N/cm². These implants were inserted perpendicularly into blocks of acrylic resin to compose the specimens. Prefabricated abutments were screwed to the specimens and this set was then taken under an optical microscope to measure the vertical misfit at the implant-abutment interface. Then these abutments were removed and the process repeated with castable anti-rotational UCLA abutments, cast in NiCr alloy. The prefabricated abutments did not show significant misfit in all groups tested ($0,36 \pm 0,04\mu\text{m}$). The UCLA abutments showed greater misfit than the prefabricated ones ($p < 0,05$) with similar misfits in all groups ($20,72 \pm 3,5\mu\text{m}$) except in the G6 group ($93,84 \pm 4,38\mu\text{m}$) differing significantly from the others. According to the results, the application of 80N/cm² insertion torque on EH CO implants detrimentally interfered in the adaptation of UCLA abutments, this combination may produce prosthetic complications when applied clinically.

Keywords: Dental Implants, Torque, Marginal Adaptation, Biomechanics

LISTA DE TABELAS

Tabela 1–Grupos estudados segundo ti pode implante, torque aplicado e número de espécimes.....	39
Tabela 2 – Médias e desvios-padrão dos valores de desadaptação entre implantes e pilares tipo munhão segundo tipo de implante e torque aplicado.....	44
Tabela 3 – Médias e desvios-padrão dos valores de desadaptação entre implantes e pilares tipo UCLA segundo tipo de implante e torque aplicado.....	45

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Desenho clássico de implante HE proposto por Brånemark.	15
Figura 2 – Chave de catraca para torque interno conectada ao interior do implante permitindo aplicação de torque sem uso de montador.....	16
Figura 3 – Esquema para fixação do implantes ao cilindro de PVC.....	37
Figura 4 – Tela do aplicativo <i>All levels</i> demonstrando a ausência de inclinações nos eixos “x” e “y”, garantindo o paralelismo da placa de vidro com o plano horizontal....	38
Figura 5 – Etapas da fixação do implante no centro do cilindro de PVC com resina acrílica auto-polimerizável.....	39
Figura 6 – Torque de 40N/cm ² sendo aplicado a um dos implantes.....	40
Figura 7 – Torque de 80N/cm ² sendo aplicado à um dos implantes.....	40
Figura 8 – Corpo de prova posicionado no microscópio com os dispositivos de medida acoplados, para mensuração da fenda na interface I-P.....	42
Figura 9 – Linha guia posicionada sobre a plataforma do implante (esquerda) e após deslocamento sobre a base do pilar (direita).....	42
Figura 10 – Visor do dispositivo de medida mostrando o valor obtido na media com precisão de micrometros.....	42
Figura 11 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar pré-fabricado à plataforma dos implantes convencionais nos grupos G1, G3 e G5 (da esquerda para direita).....	45
Figura 12 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar pré-fabricado à plataforma dos implantes de torque interno nos grupos G2, G4 e G6(da esquerda para direita).....	45
Figura 13 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar UCLA à plataforma dos implantes convencionais nos grupos G1, G3 e G5(da esquerda para direita).....	46
Figura 14 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar UCLA à plataforma dos implantes de torque interno nos grupos G2, G4 e G6(da esquerda para direita).....	46
Figura 15 – Exemplos de deformações geradas pelo montador ao HE de implante do grupo G5 devido ao alto torque.....	53
Figura 16 – Exemplos de imperfeições após fundição na base de assentamento do pilar e internas em pilares UCLA calcinável.....	53
Figura 17 – Exemplos de pequena deformação interna em implante de torque interno, após torque de 80N/cm ² , mantendo integridade do HE.....	53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD-CAM	Computer Aided Design/Computed Aided Manufactured, Projeto Assistido por Computador/ Fabricação Assistida por Computador.
CO	Implantes Convencionais
ISQ	Implant Stability Quotient / Quociente de Estabilidade do Implante
HE	Hexágono Externo
I-P	Implante / Pilar Protético
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
PVC	Policloreto de Polivinila
TI	Torque Interno
UCLA	Universidade da Califórnia, Los Angeles
UFMS	Universidade Federal do Mato Grosso do Sul

LISTA DE SÍMBOLOS

μm	Unidade de comprimento (micrometro)
N/cm^2	Unidade de torque (Newtons por centímetro quadrado)
$^{\circ}\text{C}$	Unidade de temperatura (graus Celsius)
$^{\circ}$	Unidade de angulação (graus)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
N	Unidade de força - carga aplicada (Newton)
A	Nível de confiabilidade
$\%$	Porcentagem
\pm	Mais ou menos

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
	2.1Influência do torque de inserção do implante.....	18
	2.2Interface implante-pilar protético.....	21
	2.3Componentes laboratoriais.....	29
3	OBJETIVOS	36
	3.1 Geral.....	36
	3.2 Especificos.....	36
4	MATERIAL E MÉTODO.....	37
	4.1 Amostra e confecção dos corpos de prova.....	37
	4.2 Fundição dos pilares UCLA.....	41
	4.3Mensuração do desajuste vertical.....	41
	4.4Análise Estatística.....	43
5	RESULTADOS.....	44
6	DISCUSSÃO.....	47
7	CONCLUSÕES.....	55
	REFERÊNCIAS	56
	ANEXOS.....	67

1 INTRODUÇÃO

A odontologia sempre foi uma ciência muito dinâmica. Novos tratamentos e avanços tecnológicos surgem a cada dia em busca de tratamentos preventivos e curativos no intuito de esgotar as possibilidades de se salvar um dente comprometido, devolvendo sua função. Porém nem sempre isso é possível e são inúmeras as causas que ainda levam às perdas dentárias e, em consequência disso, o comprometimento da função mastigatória, fonética, estética e auto-estima.

Foi visando à reabilitação destes pacientes mutilados por perdas dentárias múltiplas, tidos como inválidos orais, que o professor Per-Ingvar Brånemark direcionou seus estudos sobre osseointegração. Este fenômeno foi descoberto por ele ao acaso, mas seu estudo profundo permitiu o desenvolvimento de implantes intra-ósseos rosqueáveis que permitiam a fixação de próteses sobre eles, devolvendo a função, estética e fonética em longo prazo (BRÅNEMARK *et al.*, 1977)

Ao longo dos anos a técnica de colocação de implantes foi aprimorada e sua indicação extrapolou de apenas edêntulos totais para perdas parciais e até mesmo unitárias, abrindo o leque de utilização desta terapia (PIETRABISSA *et al.*, 2000).

As próteses sobre implantes, em comparação com as próteses removíveis, apresentam maior eficiência mastigatória, estabilidade, retenção, conforto e segurança, além de beneficiar psicologicamente os pacientes, permitindo grandes mudanças em sua auto-estima e elevando o padrão de qualidade de vida (PRIEST, 1999.)

Mesmo com elevado índice de sucesso complicações podem ser experimentadas no tratamento com implantes, dentre essas está a desadaptação entre implante e pilar protético (I-P). A existência de espaços na interface I-P favorece o acúmulo do biofilme bacteriano, que pode resultar em inflamação nos tecidos perimplantares. Estudos *in vitro* e *in vivo* (JANSEN *et al.*, 1997; HERMANN *et al.*, 2001) demonstraram a contaminação da porção interna de implantes osseointegráveis por bactérias. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da periimplantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegráveis.

Uma adaptação inadequada entre o implante e o pilar protético pode ser considerada como um fator de risco similar às restaurações dentárias mal adaptadas, podendo levar a alterações clínicas e microbiológicas nos tecidos perimplantares. Além disso, por permitir micro movimentos do pilar protético, uma falha da adaptação entre esse e o implante representa um risco biomecânico, pois possibilita que o conjunto seja submetido a cargas indesejáveis, podendo resultar, por exemplo, em afrouxamento ou fratura do parafuso protético, ou fratura do corpo do implante. Esses fatores podem resultar em comprometimento estético e funcional dos implantes osseointegráveis ou mesmo na perda da osseointegração.

Apesar do comprovado sucesso em longo prazo, a implantodontia não pára de se desenvolver e as pesquisas vêm sendo realizadas em diversos seguimentos como o tratamento de sua superfície (ALBREKTSSON & WENNERBERG, 2004) conexão protética (TSUGE *et al.*, 2008), biomecânica (SATO *et al.*, 1999) e também o design do implante (O'SULLIVAN *et al.*, 2000).

O design inicial dos implantes desenvolvidos por Brånemark é utilizado até hoje e consiste em um parafuso de titânio com uma rosca externa para sua inserção no osso e outra rosca interna para fixação da prótese (Figura 1). Sobre a plataforma de suporte da prótese situa-se um hexágono em alto relevo, que denomina esse implante como “hexágono externo” (HE). Tal estrutura tinha como objetivo inicial apenas a retenção de uma chave de instalação deste implante, permitindo seu rosqueamento.

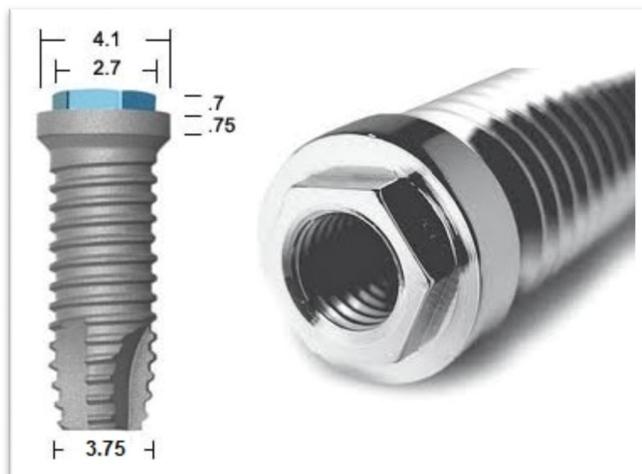


Figura 1 – Desenho clássico de implante HE proposto por Brånemark.
Fonte:Biomet 3i®.

Nos casos de reabilitações unitárias, este hexágono demonstrou uma nova função de “anti-rotacional”, proporcionando uma indexação da posição do implante permitindo que o laboratório de prótese saiba em qual posição ele se encontra na boca e impedindo que a coroa protética gire em seu longo eixo.

Como o passar dos anos a curva de aprendizado, referente aos implantes osseointegráveis propostos por Brånemark, evidenciou algumas desvantagens deste sistema de inserção dos implantes por meio de montador. São algumas delas: aumento do custo, grande número de passos para o procedimento cirúrgico de instalação, quantidade de peças e instrumentos usados aumentando a chance de introduzir material não estéril no paciente, perda de estabilidade primária na remoção do montador e dano ao hexágono externo (DAVI *et al.*, 2008; LENHARO *et al.*, 2010)

Frente a isso, foi desenvolvida pela indústria uma nova estratégia de instalação do implante que visava prescindir de um montador para transportar e instalar o implante no alvéolo cirúrgico. A solução foi a confecção de um novo dispositivo anti-rotacional no interior do implante que, fazendo uso de uma chave de catraca ou de contra-ângulo com encaixe poligonal, que entra em contato direto com o interior do implante, o torqueamento é realizado (Figura 2). O primeiro sistema a adotar estes princípios, denominado *stargrip*, foi lançado em 1999 pela empresa Nobel Biocare®, no modelo de implante MK III, e segundo Widmark *et al.* (2003) apresentou confiabilidade de 99,5% no transporte e instalação desses implantes. A esse grupo de implantes podemos chamar de “torque-interno”, sendo que cada empresa apresenta um nome específico para esta linha.



Figura 2 – Chave de catraca para torque interno conectada ao interior do implante permitindo aplicação de torque sem uso de montador.
Fonte: SIN® Sistemas de Implantes.

Como vantagens dos implantes de torque interno (TI) podemos citar um 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). Apesar das conhecidas facilidades, pouco se sabe sobre as conseqüências biomecânicas que esta configuração pode trazer.

Nos últimos anos pôde-se observar uma crescente tendência na diminuição do tempo de cicatrização afuncional do implantes, antes preconizados de 3 a 6 meses, priorizando os protocolos de carga imediata ou precoce, ativando esses implantes de 24 a 72 horas após a instalação (CONCEJO & MONTESDEOCA, 2005). Um dos pré-requisitos para realização desta técnica é uma excelente estabilidade primária, aferida clinicamente pelo torque de inserção, o que pode induzir a busca de elevados torques quando da instalação do implante.

A experiência clínica acumulada por estes anos permitiu que alguns clínicos levantassem a suspeita de que um elevado torque de inserção poderia dificultar o assentamento do transferente de moldagem e/ou do pilar sobre a plataforma do implante, principalmente em restaurações unitárias. Hipotetizou-se que nos implantes de TI, um elevado torque no seu interior poderia levar a uma expansão do HE e, conseqüentemente, a uma desadaptação do componente sobre o implante, prejudicando a longevidade da prótese e dos implantes. Nos implantes convencionais (CO) o problema de adaptação se daria pela deformação dos contornos do HE, impedindo um adequado encaixe entre I-P.

Apesar das pesquisas apontarem que pilares pré-fabricados apresentam melhor adaptação que os pilares fundíveis, o fato da baixa condição econômica da maioria dos brasileiros acaba levando ao uso indiscriminado dos pilares plásticos. Comercialmente, não há interesse das indústrias em fomentar ou estimular a pesquisa e o emprego destes pilares plásticos, visto que os pilares pré-fabricados são mais caros e obrigam a utilização de um maior número de componentes, fazendo-se necessários mais trabalhos que investiguem os pilares calcináveis.

Tendo em vista os problemas acima dispostos, este trabalho tem como objetivo avaliar, por meio de microscopia óptica, possíveis desadaptações no assentamento de pilares, pré-fabricados e calcináveis, após aplicação de torques de inserção com valores progressivos sobre implantes CO e de TI.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Influência do torque de inserção do implante.

Preocupados com a influência do torque no sucesso com a terapia com implantes, em 2008 van Staden *et al.* realizaram um estudo piloto utilizando o método de elementos finitos para avaliar o perfil do estresse na mandíbula durante o processo de implantação. Devido às limitações de software da época e por se tratar de um estudo pioneiro, não consideraram o processo contínuo, mas sim passo a passo, simulando um implante de paredes paralelas. Encontraram que o torque de inserção e o estágio da implantação influenciam fortemente o perfil de estresse no osso, tanto em osso cortical quanto medular. Apesar das limitações, consideraram o método válido para avaliar as reações biomecânicas nos ossos maxilares durante a instalação do implante.

Visando clarear o conhecimento sobre influência do torque na liberdade rotacional de pilares sobre implantes CO e de TI, Davi *et al.* (2008) desenvolveram um dispositivo para esta avaliação. Mediram a liberdade rotacional em dez implantes com montador, CO, e dez implantes de torque interno, após a aplicação de torque de 45, 60 e simulando o travamento do implante. Na condição inicial e após o torque de 45N/cm², não houve diferença entre os implantes. Porém, após 60N/cm², a liberdade rotacional foi significativamente maior nos implantes CO. Mesmo com torque de 80N/cm² as medições para os implantes de TI não se alteraram e os CO não puderam ser medidos devido à deformação do HE. Os autores sugerem que implantes de TI devem ser preferidos em situações clínicas onde a densidade óssea poderia acarretar em torque de inserção maior que 60N/cm².

Degidi *et al.* (2009) tentaram correlacionar o torque de inserção do implante, método clínico de avaliação da previsibilidade do implante, com a área de contato osso-implante, método histológico da avaliação do sucesso. Avaliaram 17 implantes, com tratamento de superfície por ataque ácido e jateados, que haviam sido instalados em humanos, mas precisaram ser removidos por diferentes causas após 4 a 8 semanas, por meio de uma broca trefina. Após a leitura das lâminas em microscópio e análise estatística dos resultados não foi possível estabelecer

correlação alguma entre o torque de inserção e área de contato osso-implante nas amostras analisadas.

A ocorrência de micro fraturas ósseas também pode ser uma consequência do processo cirúrgico implantar. Warreth *et al.* (2009) investigaram a presença e dimensões dessas fraturas em alvéolos cirúrgicos de cães divididos em 4 grupos: alvéolos vazios que foram apenas fresados; alvéolos vazios fresados e passados o macho de rosca; alvéolos fresados e instalado o implante; e alvéolos fresados, passado o macho de rosca e instalado o implante. Com esses grupos puderam avaliar a influência de diferentes graus de forças geradas na parede óssea pelas fresas e pelo torque de inserção do implantes na geração de micro fraturas. Não encontraram diferenças estatística no número, local e dimensões das fraturas nos 4 grupos, sugerindo que a maioria delas ocorreria pela fresagem e não pelo torque de inserção.

Com o intuito de avaliar a influência do torque em implantes, Bullen *et al.* (2010) testaram 20 amostras de implantes CO e 20 de TI. A medida da liberdade rotacional de pilares pré-fabricados foram medidas antes da aplicação de torque, e logo após a aplicação de torques de 30, 40, 60 e 80 N/cm². Concluíram que quanto maior o torque maior a liberdade rotacional sendo que nos implantes de TI esta liberdade foi sempre menor.

Em 2010 Sotto-Maior *et al.* avaliaram a influência do alto torque na distribuição de tensão e deformações em osso cortical e medular. Para tal fim utilizaram modelos computadorizados baseados em tomografias de maxila e mandíbula reais, considerando o osso como anisotrópico e uma perfeita aderência do osso ao implante. Os torques simulados foram de 30, 40, 50, 60, 70 e 80N/cm² em implantes de hexágono externo. Após análise estatística dos resultados, ao nível de significância de 5%, concluíram que o aumento do torque gerou um aumento das forças de tensão e compressão nos tecidos perimplantares.

Para avaliar a previsibilidade da estabilidade do implante como parâmetro de sucesso, Rodrigo *et al.* (2010) avaliaram 4114 implantes colocados em 2 clínicas privadas no ato da instalação e na hora instalar a restauração. Estes implantes foram divididos em 4 grupos segundo sua estabilidade no ato da instalação: A – sem rotação; B – leve rotação com certa resistência; C – rotação sem resistência; D – rotação e oscilação lateral. Em uma das clínicas 542 implantes foram avaliados também, segundo a frequência de ressonância medidos em ISQ (*Implant Stability*

Quotient – Quociente de estabilidade do implante) pelo aparelho Ostell® nos 2 tempos de avaliação, sendo divididos em 2 grupos: um com valores ISQ igual ou maior que 60 e outro grupo com valores abaixo deste. Do total de implantes, 3899 foram considerados estáveis – A – e 213 como instáveis – B (158), C (51) e D (4)– com taxa de sucesso de 99,1% e 97,2% respectivamente. Ao analisar estatisticamente os resultados, puderam afirmar que apenas os valores ISQ medidos no momento da restauração, estabilidade secundária, puderam prever significativamente o sucesso dos implantes, ou seja, valores acima 60 se correlacionaram significativamente com implantes bem sucedidos.

Trisi *et al.* (2011) correlacionaram o torque de inserção do implante e a sua micro movimentação, fato este que pode levar a perda do implante quando ocorre acima do tolerável. Instalaram 150 implantes em blocos de 2x2 cm de osso bovino fresco de densidade baixa, média e dura com torque de 20, 35, 45, 70 e 100N/cm². Em seguida levaram os espécimes para um dispositivo de carga que aplicou uma força de 25N no sentido horizontal e realizaram a mensuração da micro movimentação. Os resultados demonstraram uma correlação indireta entre torque e micro movimentação, concluindo os autores que o aumento do torque reduziu o micro movimento dos implantes submetidos a forças laterais in-vitro. Entretanto os valores de micro movimento foram sempre maiores em osso macio, recomendando parcimônia ao indicar carga imediata nesses casos.

Através de um estudo retrospectivo Walker *et al.* (2011) avaliaram a correlação do torque de inserção dos implantes com as taxas de sobrevida deles por um período médio de 3 anos e 1 mês. Foram incluídos nos estudo 174 implantes instalados em alvéolos de primeiro e segundo molares inferiores. Os implantes foram divididos em 3 grupos segundo o valor do torque de inserção, sendo eles: baixo (20N/cm² ou menos), médio (>20N/cm² e <60N/cm²) e alto (60N/cm² ou mais). As taxas de sobrevida foram de 86% para os implantes com baixo torque, 90% para os médios e 96% para os de alto torque. De acordo com esses resultados os autores puderam concluir que a aferição do torque de inserção no ato cirúrgico se demonstrou um ferramenta poderosa, em tempo real, para prever a previsibilidade de sobrevida do implante e determinação do tempo de cicatrização do implante de forma individualizada de acordo com cada caso.

Togni *et al.* (2011) avaliaram a resposta inflamatória óssea em coelhos após a instalação de implantes com diferentes torques. Utilizaram 4 perfurações na tíbia do

coelho sendo uma vazia e as outras com parafusos de 0, 5 e 10N/cm² de torque de inserção. Os animais foram divididos em cinco grupos, de acordo com o tempo de espera para o sacrifício, sendo eles de 2, 7, 14, 21 e 42 dias. Foram avaliadas a quantidade de células inflamatórias e espessura do osso ao redor dos implantes. Ao fim do estudo não encontraram diferenças significativas nas alterações histológicas, mas uma tendência ao aumento de células inflamatórias no osso ao redor dos parafusos de titânio instalados com maior torque e uma menor espessura de tecido ósseo ao redor desses implantes.

2.2 Interface implante-pilar protético.

Quirynen *et al.* (1994) realizaram um estudo, *in vitro*, com o objetivo de examinar a infiltração bacteriana em componentes de implantes do Sistema Brånemark. Trinta e dois conjuntos formados por implante e pilar protético foram imersos em um meio líquido previamente inoculado com bactérias orais. Para examinar a infiltração bacteriana na interface I-P, 16 conjuntos foram parcialmente imersos. Os 16 conjuntos restantes foram completamente imersos para observar a infiltração tanto na interface I-P quanto na interface pilar protético-prótese. Após sete dias de incubação anaeróbia, os microorganismos da parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas com meio de cultura agar-sangue em condições anaeróbias. Foram encontrados microorganismos nos conjuntos que foram totalmente imersos e, em menor número, nos conjuntos que foram parcialmente imersos, indicando que a infiltração bacteriana em ambos os níveis parece existir. Algumas das bactérias que penetraram nos implantes têm sido associadas à perimplantite. Os autores afirmam que, embora a longevidade dos implantes do sistema Brånemark esteja bem documentada, essa infiltração bacteriana pode exercer um papel na perimplantite, tanto em sua etiologia quanto em seu tratamento, e portanto, deve ser evitada.

Schulte (1994), avaliando os níveis de tolerância na manufatura do hexágono externo, observou diferenças consideráveis no controle de qualidade de seis sistemas de implantes. Concluiu que um bom controle de qualidade permite a

prevenção de complicações como fraturas e/ou afrouxamento do parafuso protético, contaminação bacteriana e perda da estética.

Jemt e Book (1996) realizaram um estudo visando correlacionar estatisticamente as medidas *in vivo* da desadaptação de próteses fundidas em liga de ouro sobre implantes e mudanças no nível ósseo marginal em implantes instalados em maxilas edêntulas. Dois grupos de sete pacientes foram acompanhados, sendo um grupo acompanhado prospectivamente por um ano e outro retrospectivamente por quatro anos. As medidas da desadaptação da prótese foram feitas por meio de fotogrametria tridimensional, enquanto os níveis ósseos foram medidos por radiografias intra-orais padronizadas. Os resultados mostraram que nenhuma das próteses apresentava uma adaptação completamente passiva ao implante. Além disso, distorções similares da prótese foram encontradas nos dois grupos, indicando que os implantes apresentavam-se estáveis, mesmo após alguns anos em função. Nenhuma correlação estatística entre as mudanças nos níveis de osso marginal e diferentes parâmetros de desadaptação protética foi observada nos dois grupos.

Neste mesmo ano, Binon e McHugh (1996) avaliaram a precisão da adaptação dos componentes de três sistemas de implante HE. A desadaptação média entre as faces opostas dos hexágonos do implante e do pilar protético variou entre 2,685 e 2,700 μ m. A folga rotacional entre o pilar e o implante foi de 1,6 $^{\circ}$ a 5,3 $^{\circ}$ graus. Foram avaliados os sistemas Steri-Oss (Hexlock 3,8 x 14mm), Lifecore (4,9 x 13mm) e Calcitek (3,75 x 13mm). Segundo o autor, os três sistemas avaliados demonstraram bom padrão de usinagem. Para eles, as cargas oclusais podem resultar em micromovimentos e fadiga do metal, mesmo em interfaces estáveis. Essa micromovimentação pode contribuir para inflamação tecidual e falha do implante e/ou da prótese.

Em um estudo *in vitro*, Jansen *et al.* (1997) avaliaram as interfaces entre os implantes e seus respectivos pilares protéticos em 13 sistemas, com diferentes modelos de interface protética em relação à infiltração bacteriana e seus aspectos críticos. Com esse propósito, esses autores realizaram um experimento em que a penetração da bactéria *Escherichia coli* na área de contato entre o implante e o pilar protético foi observada. A adaptação marginal foi medida por meio de MEV. Na avaliação microbiológica foram testadas dez amostras de cada sistema. Sob condições estéreis, 0,5 μ l de uma suspensão com *Escherichia coli* foi inoculada na

porção interna dos implantes e seus pilares protéticos conectados, sem o uso de nenhum mecanismo de controle do torque aplicado aos parafusos protéticos. Os conjuntos foram colocados em tubos de ensaio contendo uma solução nutritiva e estocados a 37°C, de modo que a interface I-P ficasse poucos milímetros submersa na solução. A presença de infiltração bacteriana na solução, que em caso positivo apareceria turvada, foi observada após 1, 3, 5, 7, 10 e 14 dias. Em todos os sistemas, exceto um, a *Escherichia coli* foi encontrada na solução no primeiro dia em pelo menos uma das amostras. A diferença no número de amostras que apresentaram infiltração nos primeiros dias e no fim dos 14 dias foi pequena, e, na grande maioria dos casos, a infiltração ocorreu nos primeiros dois dias. Na segunda parte do estudo, uma amostra de cada sistema foi aleatoriamente escolhida e analisada ao MEV. A adaptação marginal entre o implante e o pilar protético foi medida em 12 pontos com uma magnificação de 775 vezes. A desadaptação marginal de todas as amostras foi inferior a 10µm, exceto em uma amostra, na qual a maior fenda observada foi de 12µm. O valor médio da desadaptação para todos os sistemas foi inferior a 5µm. Os autores concluíram que a boa adaptação entre os implantes e os pilares protéticos testados não evitou a infiltração bacteriana. A correlação entre o tamanho da desadaptação e a proporção de amostras que apresentaram infiltração não foi estatisticamente significativa. Segundo esses autores, os sistemas testados não previnem a infiltração bacteriana e a colonização da porção interna dos implantes, havendo a necessidade de modificar o sistema de vedamento da área de contato entre o implante e o pilar protético.

Em outro estudo *in vitro*, Guindy *et al.* (1998) testaram a infiltração bacteriana em implantes do sistema Ha-Ti com coroas pré-fabricadas aparafusadas. Para esse estudo foi usado *Staphylococcus*. Foi testada a infiltração bacteriana tanto do meio para o interior dos conjuntos quanto o inverso, e a interface não foi capaz de evitar a infiltração bacteriana em nenhuma das duas situações.

Alguns métodos vêm sendo estudados para o diagnóstico das desadaptações na interface I-P. Cameron *et al.* (1998) realizaram um estudo para investigar os limites práticos e teóricos da verificação radiográfica do assentamento do pilar protético sobre o hexágono externo de implantes osseointegráveis. Um posicionador radiográfico foi desenvolvido exclusivamente para esse estudo com a finalidade de permitir a colocação precisa do filme e/ou da cabeça do cone radiográfico em qualquer posição vertical desejada em relação ao implante e ao pilar protético. Para

os registros, o pilar foi posicionado no implante de três maneiras: totalmente assentado (fechado), com o pilar em aproximadamente 30 graus (semi-aberto) e colocado acima do hexágono externo do implante (aberto). Radiografias digitais foram realizadas com a cabeça do cone radiográfico fixada perpendicularmente ao implante e o filme angulado 0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 35°, 40° e 45° graus. Depois, o filme foi posicionado paralelo ao implante e a cabeça do cone radiográfico foi angulado 0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 35°, 40° e 45° graus. Uma imagem de cada posição foi mostrada a 36 dentistas para que esses determinassem a condição da interface I-P. No grupo em que a posição do cone foi alterada, houve mudança estatisticamente significativa no diagnóstico das radiografias a partir de 20° graus. No grupo em que o ângulo do filme variou, não houve diferença significativa para os diagnósticos em nenhum dos ângulos. Os autores concluíram que manter o tubo a menos de 20° graus da perpendicular ao longo eixo do implante resulta em um diagnóstico mais preciso, independentemente do ângulo do filme. As radiografias de avaliação da adaptação da interface I-P devem ser realizadas com o auxílio de um posicionador radiográfico para possibilitar que o feixe de raios X incida perpendicularmente ao longo eixo do implante. A medida que a angulação do tubo de raios X aumenta, a capacidade de identificar desadaptações na interface I-P diminui.

Na intenção de avaliar os diferentes métodos de avaliação do desajuste I-P, Kan *et al.* (1999) revisaram a literatura para avaliar os métodos relatados e descritos para avaliação da adaptação de infra-estruturas sobre implante. Ao final concluem que os níveis de desjuste são empíricos. Várias técnicas foram sugeridas para avaliar a interface I-P, mas nenhuma em individual provê resultados objetivos. Sugerem ainda que os clínicos utilizem uma combinação de técnicas para minimizar as desadaptações.

Orsini *et al.* (2000) apresentaram a análise histológica da reação tecidual e colonização interna por fluidos e bactérias de implantes retirados em uma autópsia. A análise histométrica mostrou contato com osso maduro em 50% da superfície dos implantes. Três roscas de ambos os implantes estavam envolvidas por tecido conjuntivo denso, e na porção coronal desse tecido conjuntivo estava presente infiltrado inflamatório composto por linfócitos e células plasmáticas. Uma desadaptação variando entre 1 e 5µm estava presente entre o implante e o pilar de cicatrização. Foram encontradas bactérias na parte mais apical da porção interna

oca dos implantes. No tecido conjuntivo perimplantar foi encontrado um infiltrado inflamatório composto principalmente por linfócitos e neutrófilos.

Os fatores relacionados aos projetos de implantes que podem contribuir para a retenção do biofilme bacteriano foram estudados por O'Mahony *et al.* (2000). Quarenta e cinco implantes mal sucedidos foram retirados de 40 pacientes que não apresentavam fatores de risco significativos, tais como fumo ou diabetes, e examinados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Todos os implantes estiveram em função, em média, por quatro anos. Foi observado acúmulo de biofilme bacteriano nas interfaces implante-pilar transmucoso, pilar transmucoso-prótese e prótese-implante, além das superfícies do implante, do pilar transmucoso e da prótese. Os autores julgaram que o tamanho da desadaptação entre os componentes, a rugosidade da superfície e o sobrecontorno das restaurações contribuíram para o acúmulo de biofilme bacteriano, promovendo um ambiente favorável para a colonização bacteriana. Concluíram também que essas características podem precipitar ou exacerbar fatores no desenvolvimento da inflamação perimplantar, predispondo o paciente à falha do implante.

Puchades-Roman *et al.* (2000) realizaram um estudo para avaliar se o projeto do implante, especialmente da interface I-P, poderia influenciar as dimensões e a saúde dos tecidos perimplantares, incluindo o nível da crista óssea. Quinze implantes unitários Brånemark e 15 Astra Tech, que estiveram em função por um mínimo de dois anos, foram avaliados em relação ao acúmulo de biofilme bacteriano, profundidade de sondagem e sangramento a sondagem, sendo então comparados ao dente contra-lateral. Os implantes Brånemark apresentaram profundidade de sondagem significativamente maior do que os implantes Astra Tech e o primeiro contato osso-implante mais próximo da interface I-P foi encontrado nos implantes Astra Tech. Os autores concluíram que o projeto e a localização da interface I-P influenciaram o espaço biológico.

As mudanças na crista óssea ao redor de implantes submersos e não-submersos de uma ou duas peças foram estudadas por Hermann *et al.* (2000). Cinquenta e nove implantes foram instalados em mandíbulas de cães de maneira aleatória, formando seis subgrupos (A – F). Nos três primeiros subgrupos (A – C) os implantes foram instalados não-submersos, enquanto nos outros três subgrupos (D – F) foram instalados submersos. Os implantes dos subgrupos A e B eram de corpo único e foram instalados de modo que a junção da parte polida com a parte rugosa

ficasse ao nível da crista óssea no subgrupo A, e 1mm abaixo da crista no subgrupo B. Os implantes do subgrupo C eram de duas peças e receberam o pilar protético no momento da instalação do implante, com a interface localizada ao nível da crista óssea. No grupo submerso (subgrupos D – F), os implantes foram instalados com as interfaces ao nível da crista (subgrupo D), 1mm acima (subgrupo E) e 1mm abaixo (subgrupo F). Após três meses, os pilares foram instalados no grupo submerso e os animais foram sacrificados seis meses após a instalação dos implantes. Em todos os implantes de duas peças, a localização da interface determinou a quantidade de reabsorção. Os autores creditam essas mudanças da crista à presença de uma fenda na interface I-P. Considerando-se que a desadaptação entre o implante e o pilar protético influencia os níveis da crista óssea, é possível que o tamanho da desadaptação e a subsequente invasão bacteriana da interface exerçam um importante efeito na saúde perimplantar.

Hermann *et al.* (2001) estudaram a influência do tamanho da desadaptação na interface I-P nas mudanças da crista óssea ao redor de implantes. Nesse estudo, 60 implantes foram instalados em mandíbula de cães formando seis grupos (A – F). Os implantes foram instalados com a interface I-P 1mm acima da crista óssea e os pilares foram conectados no momento da instalação. Esses implantes apresentavam uma fenda na interface I-P que variava entre menos que 10 μ m (grupos A e D), aproximadamente 50 μ m (grupos B e E) e aproximadamente 100 μ m (grupos C e F). A principal diferença entre os grupos era que os pilares dos grupos A, B e C foram soldados a laser aos implantes, não permitindo micromovimentos. Três meses após a instalação dos implantes os animais foram sacrificados e uma análise histológica e histométrica foi realizada para avaliar as mudanças na crista óssea perimplantar. Os resultados demonstraram que as mudanças na crista óssea foram significativamente influenciadas pelos possíveis movimentos entre os pilares e os implantes, mas não pelo tamanho da desadaptação da interface I-P.

Bastos (2001) analisou a interface I-P de quatro sistemas de implantes (Implamed®, Master Screw®, Titanium Fix® e INP®), por meio de microscopia eletrônica de varredura. O sistema Implamed® mostrou menor desadaptação (2 μ m), seguido do sistema Master Screw® (5,75 μ m), INP® (7,86 μ m) e Titanium Fix® (9,45 μ m). O autor considerou que todos os sistemas apresentaram boa adaptação.

A remodelação da crista óssea em implantes com e sem carga foi estudada por Assenza *et al.* (2003) em cães da raça Beagle. Não foram encontradas

diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos aos 6 e aos 12 meses. Porém, quando a perda óssea foi comparada em relação ao fator tempo (6 meses vs. 12 meses), os autores encontraram diferenças, sendo essa superior aos 12 meses. Os autores concluíram que a carga não parece ser um fator relevante na reabsorção da crista óssea perimplantar durante o primeiro ano em função. Afirmaram ainda que seus resultados confirmam achados anteriores que relacionam a reabsorção óssea à localização da fenda na interface I-P.

Lang *et al.* (2003) utilizaram o pilar Procera em conjunto com diferentes sistemas de implantes, verificando a adaptação do hexágono interno do pilar em relação ao hexágono externo do implante. Para esse estudo foram utilizados os implantes das marcas comerciais Brånemark System, Lifecore Restore, 3i Implant Innovations, SternGold Implamed e Paragon. Foi aplicado um torque de 32N/cm² ao parafuso de fixação dos pilares Procera, com a precisão do assentamento entre o pilar e o implante mensurada radiograficamente. Os autores concluíram que o pilar Procera obteve um bom assentamento, podendo ser universalmente usado com todos os sistemas avaliados.

A desadaptação da interface I-P também foi estudada por Fujiwara (2005). Nesse estudo foram utilizados implantes de cinco marcas comerciais diferentes: AS Technology, Conexão Sistema de Prótese, Neodent, Sterngold Implamed e 3i Implant Innovations. Em cada sistema foram testados pilares cônicos, Gold UCLA e mult-unit. Todos os pilares protéticos receberam torque de 20N/cm². Os conjuntos foram incluídos em baquelite e desgastados longitudinalmente com lixas de diferentes granulações até o meio da amostra e analisados em MEV. As medidas foram feitas em três pontos de cada lado da amostras (direito e esquerdo), representando a parte externa, o meio e a parte interna de cada lado. O autor concluiu que, de acordo com as medidas obtidas, a menor desadaptação foi encontrada para o pilar cônico, grupo Neodent; seguido do Gold UCLA, grupo Sterngold Implamed; e abutment mult-unit, grupo Conexão. Quando os pilares foram comparados entre si, o pilar cônico e o mult-unit apresentaram desadaptações menores do que o Gold UCLA. O ponto interno apresentou menor desadaptação em relação ao ponto médio, o qual foi menor do que o ponto externo.

Mais recentemente, o conceito de mudança de plataforma (platform switching) foi introduzido na literatura, referindo-se ao uso de um pilar protético de menor diâmetro do que a plataforma do implante. Essa conexão posiciona a interface I-P

mais centralmente ao eixo do implante, afastando-a da crista óssea (BAUMGARTEM *et al.*, 2005).

Scarano *et al.* (2005) avaliaram 272 implantes removidos por diferentes causas em 16 anos. Nos implantes com pilares protéticos retidos por parafusos, uma fenda de 60 μ m estava presente na interface I-P e freqüentemente foram encontradas bactérias nessa interface. Nos implantes com pilares cimentados, a fenda média encontrada foi de 40 μ m e não foram encontradas bactérias no seu interior. Os autores concluíram que nos pilares retidos por parafusos, a fenda na interface I-P pode ser um fator crítico para a colonização bacteriana, enquanto nos pilares cimentados, o espaço estava totalmente preenchido pelo cimento. Os autores observaram, ainda que a fenda na interface I-P observada nos implantes removidos era bem maior do que foi observado *in vitro*.

Steinebrunner *et al.* (2005) ressaltaram que as cargas mastigatórias poderiam diminuir a estabilidade das conexões I-P e com isso, permitir a penetração bacteriana. Como teste, foram avaliados oito conjuntos I-P de cinco diferentes sistemas de implantes (Brånemark, Frialit-2, Camlog, Replace Select e Screw-vent), em um total de 40 amostras. Os implantes tiveram sua porção interna inoculada com 0,5 μ l de uma suspensão contendo *Escherichia coli* e em seguida conectados aos pilares protéticos com torque recomendado pelos respectivos fabricantes. As amostras foram então imersas em uma solução nutriente e submetidas a cargas de 120N por 1.200.000 ciclos em um simulador de mastigação. Todas as amostras apresentaram penetração bacteriana. Porém, diferenças estatisticamente significantes no número de ciclos foram encontradas entre os sistemas até que houvesse a penetração bacteriana. A média de ciclos até que a bactéria fosse detectada na solução foi de 172.800 para o sistema Brånemark; 43.200 para o sistema Frialit-2; 64.800 ciclos para o sistema Replace Select; 345.600 para o sistema Camlog e 24.300 para o sistema Screw-vent. Segundo esses autores, os resultados indicaram que certa tolerância biológica pode estar presente.

Lazzara e Porter (2006) sugeriram que a proximidade do infiltrado inflamatório do pilar com a crista óssea pode explicar, em parte, as observações biológicas e radiográficas de perda óssea ao redor de implantes de duas peças expostos e restaurados. Esses autores sugeriram que a mudança de plataforma afasta o infiltrado inflamatório da crista óssea, fazendo com que ocorra pouca ou nenhuma remodelação óssea perimplantar.

Sequeira (2008) avaliou a desadaptação entre pilares protéticos e réplicas protéticas de implantes de cinco sistemas: 3i, Frialit, ITI, Neodent e Nobel Biocare, aos quais foram aplicados os torques recomendados pelos fabricantes. As desadaptações foram medidas em três pontos eqüidistantes, com auxílio de microscopia eletrônica de varredura, com magnificações de 1.000 vezes. Além disso, os conjuntos foram inoculados com *Escherichia coli* para análise da infiltração bacteriana. Os resultados mostraram melhor ajuste para o sistema Nobel Biocare ($0,51 \pm 0,247 \mu\text{m}$), seguido pelos sistemas 3i ($3,46 \pm 0,595 \mu\text{m}$), Frialit ($3,99 \pm 1,505 \mu\text{m}$) e Neodent ($4,36 \pm 1,144 \mu\text{m}$). Os maiores valores de desadaptação foram obtidos com o sistema ITI ($5,54 \pm 1,522 \mu\text{m}$). Quanto à infiltração bacteriana, os sistemas 3i, e ITI apresentaram infiltração em 80% das amostras, seguidos pelo Neodent (60%) e Frialit (20%). O sistema Nobel Biocare não apresentou infiltração bacteriana.

2.3 Componentes Laboratoriais.

Apesar da comprovada superioridade, no quesito adaptação, dos componentes protéticos pré-fabricados em relação aos confeccionados em laboratório, estes ainda são extensamente usados devido ao menor custo e versatilidade para resolução de casos complexos, justificando sua investigação.

O pilar do tipo UCLA foi desenvolvido na universidade da Califórnia com sigla homônima ao pilar e apresentado a comunidade científica em 1988 em um artigo publicado por Lewis, Beumer e Hornburg no "International Journal of Oral Maxillofacial Implants". No texto os autores evidenciam as dificuldades encontradas em restaurar implantes inclinados e/ou com pouco espaço protético pela técnica convencional com pilares "standard". Frente a estas dificuldades, inicialmente foi levantada a hipótese do enceramento direto sobre a plataforma do implante para confecção de próteses sem intermediários o que era pouco preciso, trabalhoso e tomava muito tempo. Foi então proposta a criação de padrões plásticos maquinados de forma a assentar precisamente sobre a plataforma do implante e incorporado ao enceramento, estava criado o pilar "UCLA", permitindo restaurações mais precisas, assentadas diretamente sobre a plataforma do implante (LEWIS *et al.*, 1988).

Como o processo de fundição, devido ao grande número de variáveis que podem levar a distorções, pode comprometer a adaptação I-P, Aparício (1994) sugeriu uma modificação do método tradicional de sobrefundição dos cilindros de outro de forma que essas peças fossem unidas ao restante da infra-estrutura por meio de adesão físicoquímica. A adesão é conseguida pelo tratamento do metal com um sistema adesivo especial e cimento resinoso que permite que essa cimentação seja feita em boca, eliminando distorções dos processos de moldagem e confecção de modelos em gesso. Foi descrito o acompanhamento ao longo de dois anos de 64 próteses feitas por essa técnica e os resultados mostraram que é possível se obter de forma rotineira uma prótese metalocerâmica com total passividade, sem abrir mão da reversibilidade de uma prótese parafusada e sem a necessidade de soldas a laser.

Preocupados com a precisão do assentamento do pilar sobre o implante e conscientes das possíveis alterações causadas pelos procedimentos laboratoriais, Byrne *et al.* (1998) avaliaram a adaptação de pilares pré-fabricados, totalmente calcináveis e pré fabricados com modificações em laboratório à implantes em duas regiões: interface I-P e interface parafuso-plataforma de assentamento. Os pilares analisados foram: CeraOne (Nobel Biocare®), pilares STR (Implant Innovations, Inc.), UCLA calcinável submetidos aos ciclos de queima de porcelana, UCLA com cinta metálica fundida em liga nobre de prata e paládioAgPd e UCLA metálica pré fabricada. Foram utilizados 31 pilares de cada tipo, conectados a 31 implantes. Após análise dos dados encontraram que o desajuste vertical significativamente foi maior e área de contato entre pilar e implante menor nos implantes totalmente calcináveis. Concluíram que o acabamento desses pilares necessitam de refinamento posteriormente.

Sabendo da dificuldade de se obter uma excelente adaptação pelos métodos convencionais de fundição Costa *et al.* (2004) investigaram o desajuste obtido em um método alternativo de confecção de pilares personalizados. Avaliaram por meio de microscopia óptica o desajuste vertical de 15 pilares UCLA de titânio sem procedimentos laboratoriais (controle), 15 pilares UCLA calcináveis fundidos em titânio após o enceramento convencional e 15 pilares UCLA em titânio que tiveram um coping fundido em titânio separadamente e soldado em sua base por solda a laser. Os resultados mostraram uma média de desajuste vertical de 13,5µm para o grupo controle, 36,20µm para o calcináveis e 10,05 µm para o método testado. A

análise estatística mostrou diferença significativa entre os pilares calcináveis e os outros dois grupos, que não apresentaram diferença significativa entre si. De posse dos resultados os autores recomendam o uso de componentes maquinados sobre implantes, inclusive pela técnica descrita, devido a sua maior previsibilidade em adaptação e contato na interface I-P.

A extensa aplicabilidade clínica e baixo custo dos pilares UCLAs motivou a pesquisa de Simamoto Júnior *et al.*(2005) que avaliaram *in vitro* o grau de desajuste destes pilares antes e após o uso de retificador de cilindros fundíveis em próteses fixas de 3 elementos antes do procedimento de soldagem. 18 pilares foram fundidos em liga de Ni-Cr parafusados com 20N sobre o modelo mestre contendo 3 implantes e tiveram as medições de desajustes feitas em MEV antes e depois da retificação. Dentro da metodologia do estudo puderam concluir que o uso de retificadores melhorou significativamente a adaptação de pilares fundíveis do tipo UCLA

Não só os pilares UCLAs estão sujeitos às imprecisões do processo laboratorial, mas cilindro sobre pilares pré fabricados também. Moraes *et al.* (2005) estudaram a adaptação de cilindros de próteses unitárias sobre pilar tipo Estheticone. Utilizaram no estudo cilindros pré fabricados para sobrefundição em ouro e liga de Ni-Cr-Be, fixados com parafusos de ouro e titânio sob torque de 10N e 20 N. As medidas do desajuste vertical foram realizadas antes e após a sobrefundição em microscópio óptico. Após comparação das médias dos desajustes concluíram que, independente do parafuso, a melhor adaptação foi conseguida com cilindros de ouro mas os de Ni-Cr-Be também ficaram dentro de níveis aceitáveis. Também concluíram que o torque de 20N melhorou a adaptação em relação ao de 10N, porém não recomendam devido ao risco aumentado de falha na prótese.

Preocupados com as limitações de componentes laboratoriais, Júnior *et al.*(2005) avaliaram por meio de microscopia eletrônica a adaptação de coifas para pilar tipo CeraOne® fundidas em liga Ni-Cr e sinterizadas em Zircônia. Foram analisadas 10 coifas de cada material. Pela análise dos resultados puderam concluir que aquelas feitas em Ni-Cr tiveram menor desadaptação, (média de 81,37 μm) que aquelas feitas em Zircônia (média de 107,75 μm) concluindo que são uma opção para os trabalhos restauradores implanto-suportados, desde que respeitados os passos laboratoriais e cimentados utilizando cimentos insolúveis em meio bucal.

Para verificar a influência do fator humano na adaptação dos pilares UCLA, Barbosa *et al.* (2007) testaram a adaptação de próteses fixas implanto-suportadas

de três elementos confeccionadas por três laboratórios diferentes. O estudo consistiu em enviar quatro modelos, feitos a partir de uma base metálica, para cada laboratório. Após os processos de enceramento, inclusão e fundição, os pilares foram devolvidos aos pesquisadores para a união sobre o modelo mestre e posterior soldagem. Nesta etapa foi feita uma primeira leitura da adaptação I-P por meio de MEV. A etapa de solda convencional foi realizada e uma nova leitura foi feita, agora com os 3 elementos unidos. Os resultados mostraram, na primeira leitura, uma diferença significativa no desajuste I-P entre um laboratório e os outros dois. Porém na segunda etapa, após a solda convencional, os valores aumentaram para todos os laboratórios, não existindo diferença estatística entre eles. Pôde-se concluir que os valores de ajuste obtidos no estágio de fundição de pilares UCLA, podem ser influenciados quando processados por diferentes laboratórios e que o processo de solda convencional, por si só, aumenta o grau de desajuste da infra-estrutura, independente do laboratório que a realizou.

Com o objetivo de melhorar a adaptação de pilares UCLA calcináveis, Jaime *et al.* (2007) mediram a adaptação marginal desses pilares antes e após a utilização de retificadores. O estudo foi composto por dois grupos: UCLA calcinável plástica e UCLA calcinável com cinta metálica. Cada grupo teve medições feitas por microscópio óptico em três tempos distintos. Os pilares fundíveis foram medidos logo após a fundição, após a aplicação dos retificadores e após a aplicação de porcelana. Os pré-maquinados foram medidos antes da fundição, logo após esta etapa e depois da aplicação da porcelana. Foram encontradas diferenças estatísticas significantes na redução do desajuste no grupo dos calcináveis após a utilização dos retificadores e aumento do *gap* nos pré-maquinados após a sua fundição. O processo de queima da porcelana não alterou significativamente o valor das medidas. Os autores concluíram que os procedimentos laboratoriais sempre influenciaram na adaptação dos componentes fundíveis, mas o uso de retificadores deve favorecer a adaptação daqueles totalmente plásticos.

Alonso *et al.* (2008) compararam o desajuste vertical em infra-estruturas sobre implantes feitas com copings para mini pilar cônico calcináveis totalmente plásticos e com base em Co-Cr. À partir de uma base metálica contendo 2 implantes e sobre eles mini pilares cônicos, foram confeccionadas 5 infra-estruturas para cada tipo de coping, contendo 2 cilindros cada, simulando uma ponte fixa de 3 elementos sobre implantes. Após o procedimento de moldagem, fundição e soldagem a laser

as amostras parafusadas em apenas 1 dos lados, prova do parafuso único, foram levadas ao Microscópio eletrônico de Varredura (MEV) e a leitura da desadaptação feita em 25 pontos pré determinados para cada cilindro. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os cilindros calcináveis e os metálicos, apenas entre os lados parafusados para os não parafusados, sendo maior nos não parafusados. Concluíram que não há diferença no desajuste vertical em infra-estruturas de 3 elementos feitas com copings plásticos ou de base metálica e soldadas a laser.

No intuito de investigar as conseqüências do desajuste dos pilares UCLA no afrouxamento dos parafusos protéticos, Barbosa *et al.* (2008) correlacionaram o torque de afrouxamento desses parafusos com o desajuste vertical nesses pilares. Para o estudo utilizaram 4 barras do tipo protocolo contendo 5 pilares UCLA cada. Parafusaram com 20N cada pilar seguindo sempre uma mesma ordem e fizeram a leitura do desajuste em microscópio comparador. O torque e destorque foram dados e medidos por meio de torquímetro digital. O maior desajuste encontrado por pilar foi utilizado como medida e a média encontrada foi de $29,08 \pm 8,78 \mu\text{m}$. O teste estatístico não demonstrou correlação entre o torque de desaperto com o tamanho da fenda na interface I-P.

Neste mesmo ano Vigolo *et al.* (2008) compararam a liberdade rotacional em pilares Gold UCLA (base de ouro) com pilares feitos por tecnologia CAD/CAM (Computer-aided-design e computer-aided-manufacturing). Foram testados implantes de hexágono interno (HI) e externo (HE), sendo 15 pilares UCLA e 15 CAD/CAM para cada tipo de implante. Os pilares UCLA foram encerados simulando um intermediário para prótese cimentada de um incisivo central superior e fundido em liga nobre. O padrão de enceramento foi copiado para replicação de todos os espécimes a serem testados, inclusive CAD/CAM. Todos os pilares apresentaram uma média de liberdade rotacional de 1 grau entre o implante e o pilar, tanto para implantes HE como HI. Embora submetidos a fundição com ligas de alta fusão os valores de liberdade dos pilares UCLA antes e após os procedimentos laboratoriais não se alteraram. Devido a inexistência de métodos clínicos precisos para avaliação do assentamento e liberdade rotacional em boca, os autores recomendam utilizar pilares que tenham sido testados in-vitro e técnicas laboratoriais que não causem discrepâncias adicionais na interface I-P.

Considerando a adaptação passiva, um dos requisitos fundamentais em próteses implanto-suportadas, Lima e Wassal (2008) avaliaram o desajuste vertical médio da interface entre o cilindro pré-fabricado de titânio utilizado na confecção da infra-estrutura de 4 elementos e o componente protético minipilar cônico. Separaram os espécimes em 3 grupos experimentais constituídos de acordo com as diferentes fases de confecção da prótese: sem modificações, após soldagens a laser dos copings ao pilar e após aplicação da porcelana. As leituras foram processadas em um microscópio com aumento de 100 vezes nas interfaces anterior e posterior das dez infra-estruturas. Após a verificação das 80 leituras por grupo, a média dos resultados obtidos através de análise estatística foi de 6,8 μm , de 7,1 μm e de 21,4 para as respectivas fases de confecção. Observou-se uma significativa desadaptação vertical após a fase de aplicação de porcelana mas, segundo os autores, ainda assim, os resultados apresentaram valores inferiores aos 30 μm preconizados em literatura, o que viabiliza esta técnica como uma alternativa de prognóstico favorável nos procedimentos implanto-suportados.

Em um estudo *in vitro*, Simamoto Júnior *et al.* (2008) analisaram comparativamente o efeito do tipo de soldagem na interface de próteses fixas de três elementos feitas com pilar UCLA, processadas a partir de dois modelos mestres com implantes posicionados de forma alinhada (reta) e desalinhada (arco). Doze modelos de trabalho foram divididos em quatro grupos: 3 laser/arco; 3 brasagem/arco; 3 solda laser/reta e 3 brasagem/reta, para comparação da qualidade do ajuste nos processos de solda a laser e por brasagem (convencional). Ao final de cada etapa laboratorial, fundição/retificação e solda, as estruturas eram posicionadas no modelo mestre para avaliação da interface pilar/implante por MEV, verificando a qualidade da adaptação tanto na horizontal quanto na vertical. Os resultados encontrados, foram catalogados e submetidos a tratamento estatístico. Com relação ao ajuste vertical, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os processos de soldagem, bem como a influência do desenho das estruturas metálicas na adaptação das peças, embora os valores absolutos do ajuste vertical e horizontal, após processos de soldagem aumentaram nos quatro grupos avaliados.

A extensa aplicabilidade do pilar UCLA, especialmente no mercado brasileiro, levou Silva *et al.* (2010) a avaliar a adaptação na interface Ucla com cinta metálica e implante utilizando-se componentes de um mesmo sistema de implantes e combinações de componentes de diferentes sistemas, disponíveis no mercado

brasileiro. Componentes de cinco empresas foram utilizados: Biomet 3i, Conexão, Neodent, SIN e Titanium fix. Foram realizadas leituras da interfaces direita e esquerda das várias combinações entre Ucla e implantes. Os dados coletados foram submetidas a análise estatística. Os resultados da análise intrassistema mostraram ausência de desajuste. Para a análise entre sistemas, sugere-se que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis relativamente ao desajuste vertical, sendo assim os componentes utilizados deveriam ser preferencialmente da mesma do implante instalado.

3 OBJETIVOS

3.1 Geral

Analisar a influência do torque de inserção de 40 e 80N/cm² em suas adaptações (sem torque).

3.2 Específicos

A-) Medir, por meio de microscopia óptica, o desajuste vertical na interface I-P de pilares pré-fabricados, tipo munhão para cimentação, com implantes CO e de TI em condição inicial e após serem submetidos a diferentes torques de inserção;

B-) Medir por meio de microscopia óptica, o desajuste vertical na interface I-P, de pilares UCLA calcináveis fundidos em liga de NiCr com implantes CO e de TI em condição inicial e após serem submetidos a diferentes torques de inserção;

C-) Comparar o grau de adaptação de pilares pré-fabricados com os laboratoriais em implantes não submetidos ao torque e submetidos ao torque de 40 e 80

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Amostra e Confeção dos corpos de prova

Este estudo avaliou a adaptação de pilares pré-fabricados e laboratoriais à 30 implantes de hexágono externo, sendo 15 CO, com montadores, e 15 de TI, conexão tipo “grip”, todos medindo 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento com plataforma regular de 4,1mm, da marca Conexão® Sistemas de Prótese (Aruajá, São Paulo, Brasil). Os pilares pré-fabricados utilizados foram do tipo munhão para cimentação, com cinta de 1mm, e os pilares laboratoriais do tipo UCLA plástica calcinável, ambos da mesma marca dos implantes.

Para confecção dos corpos de prova, cada implante foi suspenso, pela sua chave de instalação, perpendicularmente ao plano horizontal, com o auxílio de um delineador (Figura 3), no centro de um cilindro de PVC da marca Tigre® (Joinville, SC, Brasil) de 15mm de altura por 25mm de diâmetro. O cilindro foi colocado sobre uma placa de vidro que, por sua vez, foi colocada sobre a mesa do delineador.



Figura 3 – Esquema para fixação do implantes ao cilindro de PVC.

Com o auxílio de um *tablet* iPad 2 (Apple©, Cupertino, Califórnia, Estados Unidos) deitado sobre a placa de vidro, rodando o aplicativo All-levels System versão 1.1 (Heather Yoes© Hamway Apps, Estados Unidos), a placa foi estabilizada paralela ao plano horizontal, uma vez que não apresentasse nenhuma inclinação - ângulos x e y iguais a zero (Figura 4).



Figura 4 – Tela do aplicativo *All levels* demonstrando a ausência de inclinações nos eixos “x” e “y”, garantindo o paralelismo da placa de vidro com o plano horizontal.

A próxima etapa foi preencher os cilindros com resina acrílica autopolimerizável JET – Clássico® (Campo Limpo Paulista, SP, Brasil), até 1mm aquém da plataforma do implante de acordo com o método de Santafé, 2010 (Figura 5). Esta metodologia foi escolhida para permitir a utilização dos mesmos corpos de prova em máquina de ciclagem mecânica em futuros trabalhos.

Estes implantes, inseridos nos cilindros de resina, foram divididos em 6 grupos, contendo 5 implantes cada, com as seguintes denominações: G1–Implantes CO não submetidos a torque de inserção; G2 – Implantes de TI não submetidos a torque de inserção; G3 – Implantes CO submetidos ao torque de 40N/cm²; G4 – Implantes de TI submetidos ao torque de 40N/cm²; G5 – Implantes submetidos ao

torque de 80N/cm^2 ; G6 – Implantes de TI submetidos ao torque de 80N/cm^2 . (Tabela 1)

Para simulação do torque de inserção, nos grupos em que esta etapa era pertinente, os cilindros de PVC foram presos em uma morsa de bancada e receberam, por meio de torquímetro operatório manual, torques, simulando os de inserção, de 40N/cm^2 nos grupos G3 e G4 (Figura 6) e de 80N/cm^2 nos grupos G5 e G6 (Figura 7).

Tabela1. Grupos estudados segundo tipo de implante, torque aplicado e número de espécimes.

Grupo	Tipo de Implante	Torque Aplicado (N/cm^2)	N
G1	CO	0	5
G2	TI	0	5
G3	CO	40	5
G4	TI	40	5
G5	CO	80	5
G6	TI	80	5

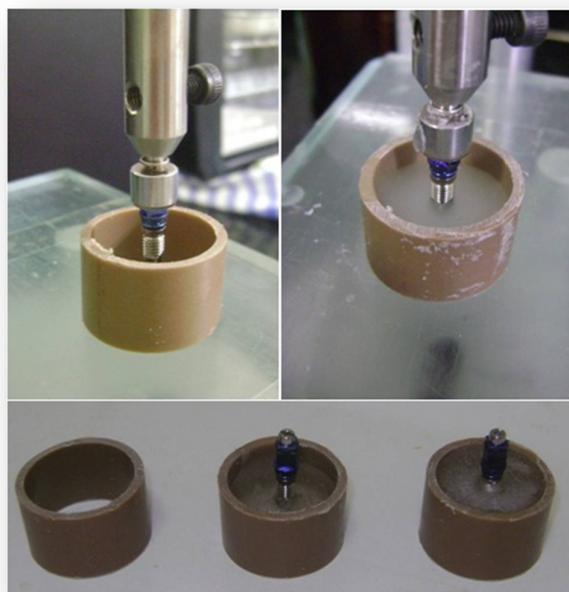


Figura 5– Etapas da fixação do implante no centro do cilindro de PVC com resina acrílica auto-polimerizável.



Figura 6 – Torque de 40N/cm^2 sendo aplicado a um dos implantes.



Figura 7 – Torque de 80N/cm^2 sendo aplicado a um dos implantes.

4.2 Fundição dos pilares UCLA

Para fundição desses pilares UCLA o revestimento fosfatado para fundição (Termocast, Polidental, Brasil), foi proporcionado e espatulado de acordo com as recomendações do fabricante. A inclusão foi feita sob vibração e o revestimento pincelado na porção interna dos pilares UCLA. Após o processo de carbonização da estrutura plástica, os pilares foram fundidos em liga de Níquel-Cromo (Verabond II, AALBA Dent Inc, Cordelia, CA, EUA), liga metálica de uso odontológico não nobre, com temperatura de fusão entre 1.370-1400 °C. Após a fundição desincluiram-se as amostras manualmente e os condutos de alimentação foram seccionados com disco de óxido de alumínio, limpos internamente, seguido do jateamento dos pilares com esferas de óxido de alumínio de granulação 100µm sob pressão 5,08Kg/cm², protegendo a cervical dos pilares com análogos de implante.

4.3 Mensuração do desajuste vertical

Primeiramente foram avaliados os pilares pré-fabricados. Para realização desta etapa, 5 pilares do tipo munhão para cimentação foram parafusados aos 5 implantes de um mesmo grupo com torque, segundo orientação do fabricante, de 20N/cm², dado por meio e uma chave hexagonal compatível conectada a um contra-ângulo (NSK, Tóquio, Japão), por sua vez conectado ao motor de implante (WH, Bürmoos, Áustria).

Cada conjunto Implante/pilar protético foi levado ao microscópio óptico em aumento de 150X (Mututoyo 5050, Tóquio, Japão) (Figura 8). Para realizar leitura do desajuste vertical a linha guia horizontal da lente do microscópio foi posicionada sobre a plataforma do implante e a unidade medidora zerada. Por meio da manivela da unidade medidora o *charriot* do microscópio era deslocado no sentido vertical, reposicionando a linha guia horizontal sobre a base do pilar (Figura 9). A medida deste deslocamento era mostrada em micrômetros (µm) no visor do dispositivo de medida (Figura 10).



Figura 8 – Corpo de prova posicionado no microscópio com os dispositivos de medida acoplados, para mensuração da fenda na interface I-P.

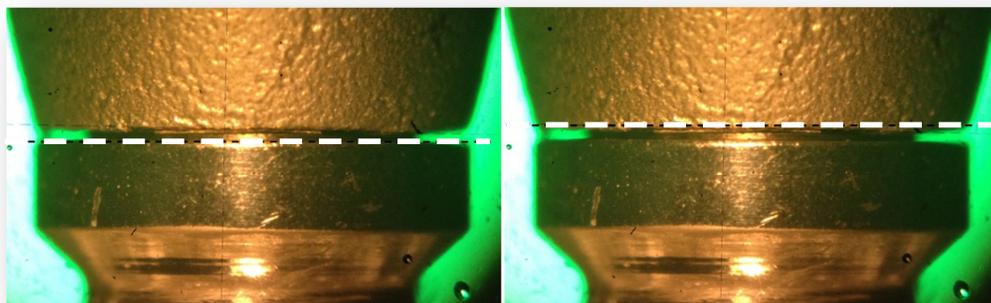


Figura 9 – Linha guia posicionada sobre a plataforma do implante (esquerda) e após deslocamento sobre a base do pilar (direita).



Figura 10 – Visor do dispositivo de medida mostrando o valor obtido na media com precisão de micrometros.

Cada amostra teve cinco medidas realizadas no sentido vertical, em pontos aleatórios onde se observava maior desajuste, ao redor de toda a plataforma do implante. Quando não era encontrada nenhuma área de desajuste passível de ser medida o valor atribuído era 0. Todas as medidas foram feitas por um mesmo operador.

Depois de finalizado este processo em um grupo, os pilares foram removidos e instalados em outro grupo, até que todos os grupos tivessem os dados coletados. Finalizada todas as leituras de desajuste com os pilares de cimentação, estes foram removidos e o mesmo processo foi repetido, desta vez com os pilares UCLA calcináveis, também instalados com torque de 20N/cm^2 segundo orientação do fabricante.

4.4 Análise estatística

Todos os dados foram tabulados e submetidos à análise estatística no programa Action® (Estatcamp, São Carlos, SP, Brasil). A normalidade na distribuição dos dados foi testada pelo teste de Shapiro-Wilk.

A comparação se deu pelo teste de Kruskal-Wallis e o nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

5 RESULTADOS

As medidas dos desajuste dos dois pilares para cada uma das amostras encontram-se no anexo (ANEXO A).

O teste de normalidade de Shapiro-Wilk (ANEXO B) demonstrou uma distribuição não normal para os dados coletados ($p=2,42$). Desta forma o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado na comparação entre os grupos.

Os dados relativos aos valores médios de desadaptação da interface I-P e seus respectivos desvios-padrão estão descritos na Tabela 2 e Tabela 3 para os pilares pré-fabricados e laboratoriais respectivamente.

Os pilares pré-fabricados praticamente não apresentaram desadaptações ($0,36 \pm 0,04 \mu\text{m}$) e as medidas não apresentaram diferenças estatísticas quando comparados diferentes torques ($p=0,66$) ou o tipo do implante ($p=0,94$) (Figuras 11 e 12).

Para os pilares UCLA, a desadaptação foi sempre maior quando comparada com os pilares pré-fabricados independente do torque ou implante avaliado ($p=0,00$). Quando comparados os implantes CO e TI com estes pilares não foi encontrada diferença nos grupos que não receberam torque ($p=0,67$) nem nos que receberam 40N/cm^2 ($p=0,75$). Porém quando comparados os implantes que receberam 80N/cm^2 , houve diferença entre os implantes CO e TI ($p=0,009$) (Figuras 13 e 14).

Tabela 2. Médias e desvios-padrão dos valores de desadaptação entre implantes e pilares tipo munhão segundo tipo de implante e torque aplicado.

Tipo de implante	Torque (N/cm^2)	Média (μm)
Convencional	0	$0,32 \pm 0,10$
	40	$0,36 \pm 0,21$
	80	$0,44 \pm 0,38$
Torque interno	0	$0,32 \pm 0,20$
	40	$0,32 \pm 0,33$
	80	$0,40 \pm 0,28$

Tabela 3. Médias e desvios-padrão dos valores de desadaptação entre implantes e pilares tipo UCLA segundo tipo de implante e torque aplicado.

Tipo de implante	Torque (N/cm²)	Média (μm)
Convencional	0	20,96±3,08
	40	20,48±3,91
	80	93,84±4,38
Torque interno	0	20,40±2,75
	40	21,16±3,06
	80	20,84±3,21

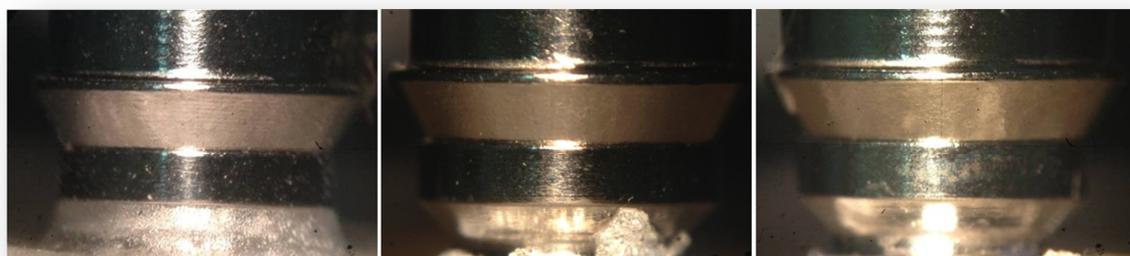


Figura 11 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar pré-fabricado à plataforma dos implantes convencionais nos grupos G1, G3 e G5 (da esquerda para direita).



Figura 12 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar pré-fabricado à plataforma dos implantes de torque interno nos grupos G2, G4 e G6 (da esquerda para direita).

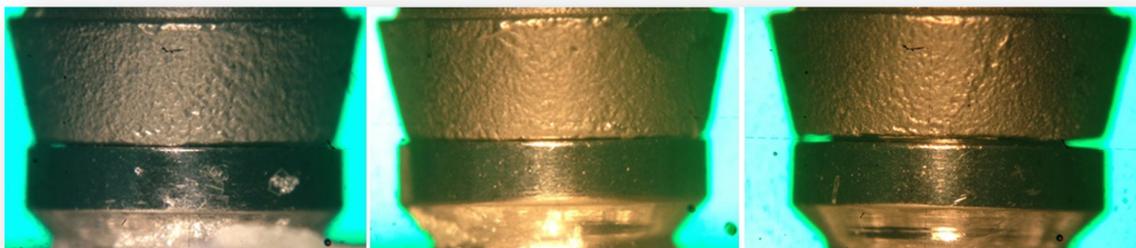


Figura 13 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar UCLA à plataforma dos implantes convencionais nos grupos G1, G3 e G5 (da esquerda para direita).



Figura 14 – Visão do microscópio óptico evidenciando a adaptação do pilar UCLA à plataforma dos implantes de torque interno nos grupos G2, G4 e G6 (da esquerda para direita).

6 DISCUSSÃO

Para Adell *et al.* (1981) osseointegração implica em uma firme, direta e duradoura conexão entre o osso vital e os implantes de titânio em formato de parafuso com definido acabamento e geometria. Não há interposição de nenhum outro tecido entre o implante e o osso. Osseointegração só pode ser alcançada e mantida por uma gentil técnica cirúrgica de instalação, um longo período de cicatrização e uma apropriada distribuição do stress quando do implante em função. Para que tenhamos esta apropriada distribuição do stress se faz necessário o máximo de contato entre a plataforma de assentamento do pilar com Implante, no intuito de que as tensões sejam transmitidas ao implante e desse ao osso. Quando há falta desse contato, desajuste vertical entre I-P, as tensões podem ser absorvidas pelo pilar e/ou parafuso, causando a falha da restauração protética.

O sucesso da terapia implantar implica na manutenção dessa osseointegração sem que haja perda óssea ao redor dos implantes além da saucerização. A saucerização é uma perda óssea, de cerca de 1,2mm ao redor do implante, e ocorre em todos os implantes osseointegrados, independentemente do seu design, tipo de superfície, de sua plataforma e de conexão, da sua marca comercial e das condições do paciente. A sua velocidade pode ser maior ou menor, mas sua ocorrência parece fazer parte da integração dos implantes com o epitélio e tecido conjuntivo gengival (CONSOLARO *et al.*, 2010). Algumas possíveis etiologias para essa perda óssea ao redor dos implantes foram propostas, dentre elas estão: trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, perimplantite, reformulação do espaço biológico e a presença de uma fenda na interface I-P. (OH *et al.*, 2002).

Alguns autores apontam as possíveis conseqüências das imprecisões na interface I-P. Para Spiekermann (2000), as principais causas para o afrouxamento ou fratura de pilares protéticos e parafusos oclusais, quando são problemas recorrentes, são: falta de precisão de adaptação, ausência de estabilidade posicional, relações oclusais da supraestrutura, assim como ausência de ancoragem sólida dos implantes ao osso. Para Barbosa *et al.*, (2007) as conseqüências de uma fenda entre o intermediário e o implante podem ser mecânicas ou biológicas. Os problemas mecânicos relacionam-se com a micro movimentação do intermediário e

possíveis fraturas dos parafusos, pelo fato do pilar agir como um fator significante na transferência de estresse. Já o biológico tem a ver com a penetração de bactérias por esse espaço e conseqüente colonização das partes internas do implante, formando um nicho bacteriano nessa região o que pode gerar uma resposta biológica adversa (BARBOSA *et al.* 2007; PIMENTEL *et al.* 2010)

No presente estudo, independente do tipo do implante, convencional ou de TI, ou do torque aplicado a eles, os níveis de desadaptação dos componentes pré-fabricados foram praticamente zero, ou seja, não houve desadaptação e um excelente assentamento foi obtido. Estes resultados estão em consonância com outros estudos *in-vitro* da literatura que, mesmo com métodos diferentes de avaliação do *gap* vertical, encontraram sempre valores próximos a este. (BYRNE, 1998; SEQUEIRA *et al.*, 2008; BISOGNIN *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2010). Entretanto, vale lembrar que foram utilizados implantes e componentes da mesma marca comercial para esta pesquisa, o que favoreceu a adaptação, pois, segundo Silva *et al.*(2010), mesmo com componentes pré-fabricados de tamanhos teoricamente compatíveis, as desadaptações podem ocorrer quando são utilizados implantes e componentes de marcas diferentes.

Já os valores da fenda vertical para os pilares UCLA foram sempre maiores que os pilares maquinados em todos os grupos independente do tipo de implante ou torque aplicado quando comparados aos pilares pré-fabricados ($p < 0,05$). Para todos os grupos do implante de TI (G2, G4 e G6) e para dois dos grupos do implante convencional (G1 e G2) as médias dessas medidas foram próximos a $20\mu\text{m}$. Os valores encontrados na literatura em trabalhos que utilizam o mesmo tipo de pilar possuem certa variação e não permitem um tratamento estatístico para comparação devido às diferentes metodologias aplicadas.

Jaime *et al.* (2007) encontraram uma média de $25.68 \pm 5.5\mu\text{m}$, mas, apesar de também utilizarem microscopia óptica, trabalham com pilares UCLA sem hexágono anti-rotacional interno e com torque de apenas $5\text{N}/\text{cm}^2$ ao invés dos 20 a $32\text{N}/\text{cm}^2$ usualmente recomendado pelos fabricantes. Este fato pode ter influenciado nas medidas de desadaptação, pois, segundo Moraes *et al.* (2005), as medidas de desajuste vertical entre I-P tendem a diminuir com o aumento do torque do parafuso de fixação do pilar. Todavia o torque acima do recomendado pelo fabricante, com o intuito de melhorar a adaptação não é recomendado uma vez que são criadas tensões acima do tolerável pelo parafuso podendo levar a sua fratura.

Em seu trabalho que avaliou a adaptação de pilares UCLA, Barbosa *et al.* (2008) descrevem média de $29.08 \pm 8.78 \mu\text{m}$ para a fenda vertical após a análise em microscopia óptica. Estes dados também não podem ser comparados já que estes autores utilizaram pilares UCLA fundidos em monobloco formando uma barra do tipo protocolo com cinco elementos o que, segundo o próprio autor, induz a presença de desajustes. A maneira mais usual para diminuir as distorções inerentes ao processo de confecção e fundição de barras em monobloco é a sua secção e posterior soldagem. A despeito da tendência de utilização da solda a laser devido à agilidade e precisão deste método, Simamoto Júnior *et al.* (2008) não encontraram diferença na precisão da adaptação de barras com pilar UCLA unidas pela técnica convencional de solda (brasagem), ou soldadas a laser.

Anos antes, Simamoto Júnio*re*t *al.* (2005), ao avaliarem o uso de retificadores na adaptação de pilares UCLA, encontraram 64% dos valores da fenda vertical menor que $10 \mu\text{m}$ após a fundição e 94% abaixo desse valor quando utilizados os retificadores. Esses valores bem mais baixo que os outros trabalhos podem ser explicados pela metodologia empregada, que avaliou apenas dois pontos para cada pilar nas extremidades, podendo ter sido ignorados pontos de maior desadaptação em outras regiões não analisadas e, apesar da maioria estar abaixo de $10 \mu\text{m}$, foram encontradas fendas de até $24,2 \mu\text{m}$. O fato de terem sido utilizados pilares rotacionais também pode ter facilitado a adaptação, uma vez que elimina a possibilidade de desajuste por imprecisões na fundição do componente anti-rotacional e falha no seu encaixe.

Ainda que haja a impossibilidade de análise estatísticas entre os trabalhos, fica clara a tendência de maior desadaptação de componentes fabricados em laboratórios, sejam eles pilares ou cilindros sobre pilares pré-fabricados (Moraes *et al.* 2005). Este desajuste protético se deve a uma série de fatores relacionados à manufatura dos componentes de implantes, além dos passos clínicos e laboratoriais. Etapas Laboratoriais como fundição, solda e aplicação da porcelana, ou a combinação deles podem contribuir com o desajuste final da prótese (APARÍCIO *et al.*, 1994; JEMT *et al.*, 1996)

Um exemplo de etapa clínica que pode influenciar na adaptação dos componentes protéticos, como pudemos observar neste trabalho, é a fase cirúrgica final, de instalação propriamente dita do implante. O grupo G5, implantes CO submetidos ao torque de 80N/cm^2 , quando foi conectado aos pilares UCLA tiveram

a maior média de desadaptação ($93,84 \pm 4,38\mu\text{m}$), diferindo significativamente de todos os outros grupos.

Devemos lembrar, ainda, que foram utilizados componentes UCLA com anti-rotacionaal, ou seja, simulando próteses unitárias sobre os implantes, fato este que torna ainda mais relevante tamanha desadaptação. Quando uma coroa unitária é confeccionada sobre um implante padrão Brånemark, a única estrutura no implante que a impede de girar em torno do próprio eixo é o hexágono em alto relevo localizado no centro de sua plataforma, que possui apenas 0,7mm de altura. Desta forma uma desadaptação do pilar próxima de $100\mu\text{m}$ representaria uma perda de quase 15% do contato entre I-P, apresentando um risco ainda maior de afrouxamento e/ou fratura do parafuso de retenção, intercorrência que já é mais freqüente em próteses unitárias. (PJETURSSON *et al.*, 2007).

Para reconhecermos a real relevância clínica desses resultados deveríamos ter bem estabelecido o limite tolerável do desajuste I-P. Entretanto, não se sabe ao certo o que pode ser considerado como tolerável, devido à dificuldade metodológica de se estabelecer esta medida. Na literatura o único dado numérico relatado e tomado como parâmetro pela maioria dos trabalhos como limite desejável é o valor de $10\mu\text{m}$ sugerido por Brånemark *et al.*(1977).

Considerar este dado, apesar da ampla aceitação, como condição ou limitador do sucesso de próteses sobre implante implicaria em dizer que toda prótese confeccionada com pilares UCLA calcináveis estariam fadadas ao insucesso, pois, utilizando este pilar, é esperado uma fenda maior que $10\mu\text{m}$ na interface I-P (JAIME *et al.*, 2007; BARBOSA *et al.*, 2008). Em contrapartida, a análise da literatura em relação à sobrevida de próteses que utilizam pilar UCLA, assim como a prática clínica, demonstra alto índice sucesso desta estratégia reabilitadora, o que sugere que este valor possa ser, na verdade, um pouco maior (DRAGO, 2003; GOIATO *et al.*, 2011). Kan *et al.* (1999) afirmam não haver diretrizes científicas estabelecendo o que é ou como atingir adaptação passiva e os níveis sugeridos pela literatura são empíricos.

Herman *et al.* (2001) corroboram com esta idéia e afirmam, após medirem a perda óssea ao redor de implantes, com diferentes *gaps* provocados propositalmente, que o nível da crista óssea foi significativamente influenciada por possíveis movimentos entre I-P, mas não pelo tamanho da fenda na interface. Estes autores vão de acordo com os achados de Jemt e Book (1996) que ao avaliarem

próteses totais implanto-suportadas, não encontraram nenhuma prótese completamente passiva em seu trabalho, porém, tanto a avaliação prospectiva quanto retrospectiva demonstrou que os implantes que suportavam essas próteses apresentavam-se estáveis, mesmo após anos de função.

Novos trabalhos que consigam unir métodos clínicos e laboratoriais talvez possam estabelecer uma dimensão mais precisa do que se pode considerar tolerável no nível de desadaptação, sem esquecer que, quando incluímos nos estudos o fator biológico, humano, abdicamos de encontrar respostas exatas e universais. Este fator fica bastante claro no trabalho de Scarano *et al.* (2005) que ao analisar a fenda entre I-P, de implantes removidos por diversas razões e que haviam sido restaurados com pilares pré-fabricados, encontraram um *gap* vertical de até 60µm. Este é um indício de que mesmo os pilares maquinados, que apresentam desajuste próximos a zero quando testados em laboratório, ao entrarem em função, podem passar a apresentar um desajuste muito maior que os 10µm preconizados com ideal. Este fato sugere certa tolerância biológica quanto à desadaptação (STEINEBRUNNER *et al.*, 2005).

Ademais, o critério clínico de rotina que permite a avaliação da adaptação I-P em condição normal, na qual o implante se encontra abaixo do nível gengival, é o exame radiográfico. Devido às limitações desse exame, quanto à resolução restrita e pouca possibilidade de ampliação da área examinada, mesmo pilares UCLA calcináveis, que sabidamente possuem desajuste maior que 10µm, podem apresentar um assentamento passivo sem desajustes a olho nu, ou mesmo com o auxílio de uma lupa, freqüentemente utilizada neste exame.

Existe ainda a dificuldade técnica de execução deste exame em boca. Cameron *et al.* (1998) estudaram a influência da angulação do cone radiográfico e angulação da película na avaliação do assentamento do pilar ao implante. Os autores concluíram que manter o tubo a menos de 20 graus da perpendicular ao longo eixo do implante resulta em um diagnóstico mais preciso, independentemente do ângulo do filme. Ressaltaram, ainda, que valores de angulação do tubo maiores que este podem gerar uma falsa impressão de adaptação (CAMERON *et al.*, 1998).

Não podemos ignorar o fato de que o único grupo que apresentou desadaptações que teriam maior relevância clínica foi daqueles implantes CO que receberam uma torque de inserção de 80N/cm². Este efeito se deve à deformação plástica que ocorreu nas arestas do hexágono externo pela pressão excessiva do

montador durante a aplicação do torque (Figura 15). Somando essas deformidades à imprecisão do hexágono interno do pilar UCLA plástico inerente ao seu processo laboratorial de confecção ocorre uma maior dificuldade de encaixe de uma peça à outra resultando em uma fenda maior entre I-P (Figura 16).

No grupo dos implantes de TI pequenas deformações também ocorreram (Figura 17) quando o torque de 80N/cm^2 foi aplicado, mas na parte interna do hexágono, mantendo as dimensões externas dessa estrutura intacta, não influenciando no assentamento dos dois tipos de pilares.

É sabido que o torque no ato da colocação do implante serve como uma indicação de estabilidade primária, o que é aceito como um fator importante para a osseointegração e, principalmente, como critério de indicação ou não de carga imediata (IRINAKIS *et al.*, 2009).

A despeito disso vários trabalhos enfatizam o cuidado que deve ser tomado em não atingir um torque muito elevado, uma vez que, além do comprometimento da estrutura física do implante, pode haver alterações biológicas. Togni *et al.* (2011) são categóricos ao afirmar que altos torques não significam que o implante vai se ligar adequadamente ao osso, de fato, o torque exagerado pode levar a micro fraturas no osso ao redor do implante. Em contrapartida, em sua pesquisa Warreth *et al.* (2009) concluíram que as micro trincas encontradas no osso ao redor de implantes seriam causadas pela osteotomia e não pela força de inserção do implante contra as paredes do preparo.

Em mais um estudo que se presa a estudar a influência do torque e suas conseqüências no reparo ósseo, Byrne *et al.* (1998) verificaram por meio de modelos matemáticos sobre diferenciação celular, que o aumento do estresse modifica o reparo ósseo reduzindo a quantidade de tecido ósseo neo formado em 23% e aumentando a quantidade de cartilagem em 21%. De fato, segundo Rodrigo *et al.* (2010), mesmo com torques de inserção e estabilidade primária muito baixos ainda há sucesso. Em seu trabalho estes autores relatam uma elevada taxa de sucesso para implantes “instáveis”, de 97%. Foram incluídos no estudo até implantes com torque tão baixo que permitiam que eles rodassem ao apertar o parafuso de cobertura ou ainda tivessem pequena oscilação lateral, mas osseointegraram após período de cicatrização livre de infecções ou cargas indesejadas

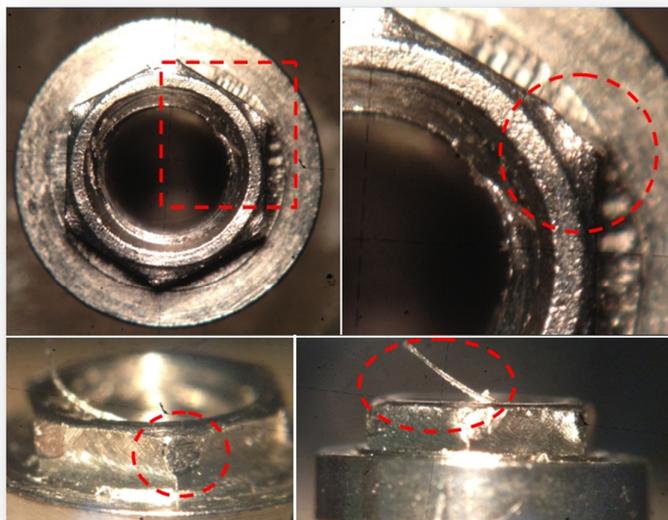


Figura 15 – Exemplos de deformações geradas pelo montador ao HE de implante do grupo G5 devido ao alto torque.

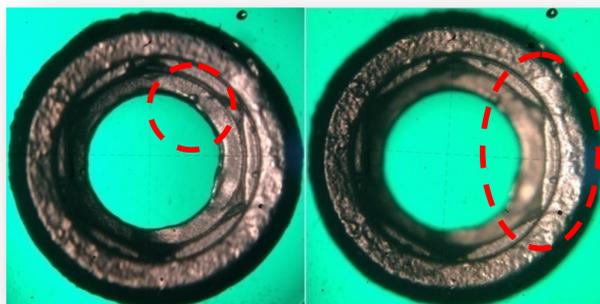


Figura 16 – Exemplos de imperfeições após fundição na base de assentamento do pilar e internas em pilares UCLA calcinável.

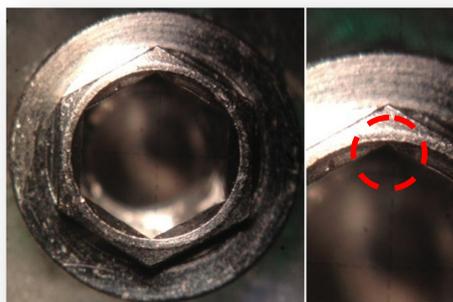


Figura 17 – Exemplos de pequena deformação interna em implante de torque interno, após torque de 80N/cm^2 , mantendo integridade do HE.

Estes dados desencorajam a indicação de torques de inserção elevados como alguns clínicos buscavam tempos atrás, acreditando favorecer o processo de cicatrização. Além dos prejuízos, descritos acima, que acompanham esta prática, Galli *et al.* (2008) mostram indícios de que o torque de apenas 30N/cm² para implantes unitários e de 20N/cm² para implantes esplintados, já seriam o suficiente até mesmo para indicação de carga imediata, com elevado índice de sucesso.

Apesar da superior adaptação dos pilares pré-fabricados, não podemos ignorar o fato de que no Brasil, ainda classificamos nossa população como desdentada, pois grande parte da sociedade não tem acesso a medidas preventivas, orientações sobre higiene oral e muito menos a um tratamento odontológico, muitas vezes de custo elevado em relação à renda mensal de cada família. Frente a isso, a popularização do uso de componentes plásticos, sem colar metálico, é diretamente atribuída a uma tendência nacional de reduzir custos, dando acesso ao tratamento com implantes à uma maior camada da população. (Nishioka *et al.* 2010). Por esta razão justifica-se ampliar o conhecimento em torno do pilar UCLA, com o qual este trabalho tenta colaborar.

De acordo com a metodologia e resultados desse trabalho, dentre suas limitações, sugere-se que quando forem utilizados implantes HE em osso mais denso, em que se espera um maior torque de inserção, principalmente em restaurações unitárias, os implantes de TI devem ser preferidos aos CO, corroborando com o trabalho de Davi *et al.* (2008). Caso implantes com montador sejam utilizados nessas regiões e torques maiores ou iguais a 80N/cm² sejam atingidos durante a inserção é provável que haja um comprometimento da adaptação protética caso pilares do tipo UCLA sejam utilizados.

7 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, pôde-se concluir:

A média registrada de desadaptação na interface I-P, por microscopia óptica, de pilares pré-fabricados em implantes HE, de TI ou CO, em condição inicial ou submetidos ao torque de inserção de 40 ou 80N/cm², não diferiu entre os grupos e foi de 0,36 ±0,04µm.

A média de desadaptação encontrada na interface I-P, por microscopia óptica, de pilares tipo UCLA calcináveis em implantes HE, de TI e CO, em condição inicial ou submetidos ao torque de inserção de 40N/cm², e de TI submetidos à 80N/cm², foi significativamente maior que dos pilares pré-fabricados, mas não diferiu entre esses grupos e foi de 20,72±3,5µm.

A desadaptação média na interface I-P, medida por microscopia óptica, de pilares pré-fabricados em implantes HE CO, submetidos ao torque de inserção de 80N/cm² foi significativamente maior que todos os outros grupos no valor de 93,84±4,38µm.

Os pilares laboratoriais tiveram desajuste significativamente maior que os pré-fabricados em todas as situações estudadas.

O torque de 40N/cm² não afetou a adaptação de nenhum dos dois tipos de pilares estudados nos implantes HE de TI e CO, porém o torque de 80N/cm² prejudicou significativamente adaptação dos pilares UCLA calcináveis com implantes CO.

REFERÊNCIAS

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

Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: part 1 review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17:536-543.

Alonso FR, Fernandes TD, Teixeira, Rolim E, Hirakata LM. Adaptação marginal de infra-estruturas de prótese fixa implanto-suportada com cilindros pré-usinados e calcináveis. *Rev. odonto ciênc.* 2008 out.-dez; 23(4): 320-324.

Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14:405-419

Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, San Roman F et al. Crestal bone remodeling in loaded and unloaded implants and the microgap: a histologic study. *ImplantDent.* 2003;12(3):235-41.

Barbosa GA, Simamoto Júnior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Neves FD. Prosthetic laboratory influence on the vertical misfit at the implant/UCLA abutment interface. *Braz Dent J.* 2007; 18(2): 139-43.

Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008; 19(4): 358-63.

Bastos EG. Análise química, microestrutural e da interface implante – implante intermediário de quatro sistemas de implantes dentários endo-ósseos [tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 2001.

Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2005 Nov-Dec;17(10):735-40.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;11(16):1-132.

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

Bisognin EDC, Dias ECLCM, Soares GA, Vidigal Junior GM. Avaliação da adaptação e capacidade de infiltração microbiana na interface implante/pilar. *Implant News*. 2010;7(6):801-810.

Bullen A, Bullen R, Rossetti PHO, Lauris JRP, Francischone CE. Rotational freedom and surgical insertion torque values in T120 implants. In: 88th IADR, 2010, Barcelona. 88th IADR abstracts eletronic, 2010.

Byrne D, Huston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998 aug;80(2):184-192.

Cameron SM, Joyce A, Brousseau JS, Parker MH. Radiographic verification of abutment seating. *J Prosthet Dent.* 1998 Mar;79(3):298 -303.

Consejo CC, Montesdeoca GN. Carga inmediata em implantes dentales. *RevEspCirug Oral y Maxilofac* 27(5): 255-269, ILUS. 2005 Oct.

Consolaro A, Carvalho RS, Francischone Jr. CE, Consolaro MFMO, Francischone CE. Saucerização de implantes osseointegrados e o planejamento de casos clínicos ortodônticos simultâneos. *Dental Press J. Orthod.* [online]. 2010;15(3):19-30.

Costa ELV, Hoçoya LS, Bottino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by diferent techniques: casting and with laser welding. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(4): 349-54.

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 Apr-Jun; 22(2): 125-31.

Degidi M, Perrotti V, Strocchi R, Piattelli A, Iezzi G. Is insertion torque correlated to bone-implant contact percentage in the early healing period? A histological and histomorphometrical evaluation of 17 human-retrieved dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Aug; 20(8): 778-81.

Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral MaxillofacImplants*. 2003 Mar-Apr;18(2): 273-8.

Fujiwara CA. Avaliação da interface de cinco sistemas de implantes e seus respectivos abutments com auxílio do método de microscopia eletrônica de varredura [dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista; 2005.

Galli F, Capelli M, Zuffetti F, Testori T, Esposito M. Immediate non-occlusal vs. early loading of dental implants in partially edentulous patients: a multicentre randomized clinical trial. Peri-implant bone and soft-tissue levels. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Jun; 19(6): 546-52.

Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil*. 1998 Jun;25(6):403-8.

Goiato MC, Pesqueira AA, dos Santos DM, Haddad MF, Moreno A, Bannwart LC. Oral rehabilitation with implantations: association of fixed partial prosthesis, UCLA system, and EsthetiCone. *J Craniofac Surg*. 2011 Jan; 22(1):155-8.

Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2000 Sep;71(9):1412-24.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2001 Oct;72(10):1372-83.

Irinakis T, Wiebe C. Initial torque stability of a new bone condensing dental implant. A cohort study of 140 consecutively placed implants. *J Oral Implantol* 2009;6:277-282

Jaime APG, Vanconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(13):169-74.

Jansen VK, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Jul-Ago;12(4):527-50.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75:314-325.

Júnior R, França W, Mantovani FG, Wassal T, Agenor MF. Análise da adaptação marginal de coifas: confeccionadas em ligas de Ni-Cr e In-Ceram® Zircônia sobre componente Ceraone. *RGO.* 2005 jul.-set;53(3):226-231.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999 Jan;81(1):7-13.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006 Feb;26(1):9-17.

Lang LA, Sierraalta M, Hoffensperger M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Proceracustomabutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):652-8.

Lenharo A, Luiz NE, Ciuccio RL, JacominiFilho A, Soares MAD, Coutinho LL, Rudek Ivan. TRYON® Internal Torque Dental Implant. *Innov Implant J, Biomater Esthet*. 2010;5(2):70-74.

Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" Abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:183-189.

Lima WBC, Wassal IT. Avaliação microscópica do desajuste vertical da interface cilindro de titânio-minipilar cônico na infra-estrutura de titânio soldada a laser com aplicação da porcelana. *ImplantNews*. 2008 mar.-abr;5(2):161-166.

Moraes LM; Rossetti PH; Rossetti LM; Pedreira AP; Valle AL; Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. *J Appl Oral Sci*. 2005; 13(4): 366-71.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci*; 18(3): 225-30, 2010 May-Jun.

Oh T-J, Yoon J, Misch CE. The causes of early implant bone loss: Myth or science? *J Periodontol.* 2002 Mar; 73(3):322-33.

O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int.* 2000 Apr;31(4):249-56.

Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A. Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):283-6.

O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):85-92.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Oct;11(5):448-57.

Pimentel GHD, Martins LM, Ramos MB, Lorenzoni FC, Queiroz AC. Perda óssea peri-implantar e diferentes sistemas de implantes. *Innov. implant. j., biomater. esthet.* 2010 maio-ago;5(2):75-81.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Impl Res.* 2007;18(3):97-113.

Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Mar-Apr;14(2):181-8.

Puchades-Roman L, Palmer RM, Palmer PJ. A clinical, radiographic and microbiologic comparison of Astra Tech and Brånemark single tooth implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(2):78-84.

Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implant Res*. 1994 Dec;5(4):239-44.

Rodrigo D, Aracil L, Martin C, Sanz M. Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: a prospective case series study. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Mar;21(3): 255-61.

Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1999;26:640-3.

Santafé S. Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós ciclagem mecânica de três sistemas de conexão implante-pilar protético [dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul;2010.

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

Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*. 2005;31(6):269-75.

Sequeira AB, Silva Jr. LCM, Cardoso ES, Soares GA, Vidigal Jr. GM. Análise da interface e infiltração bacteriana entre pilares protéticos e análogos de implantes *Revista ImplantNews* 2008;5(5):505-10.

Silva JM, Miranda JES, Alves BP. Desajuste vertical na interface implante/pilares Ucla com cinta metálica. *ImplantNews*.2010; 7(2): 203-210,

Simamoto Júnior PC, Barbosa GAS, Soares CJ, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *CiencOdontolBras* 2005 jan./mar.;8(1):39-46.

Simamoto Júnior PC, Novais VR, Nóbilo MAA, Barbosa GAS. Influência do tipo de soldagem na qualidade da adaptação de infra-estrutura protética: análise por microscopia eletrônica de varredura. *ArqCentEstud Curso OdontolUnivFed Minas Gerais*. 2008;44(1): 23-29.

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

Spiekermann H. Complicações. In: Spiekermann H. *Implantologia*. Porto Alegre: Artmed, 2000. p. 343-55.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20(6):875-81.

Togni F, Baras F, Ribas MO, Taha MO. Histomorphometric analysis of bone tissue repair in rabbits after insertion of titanium screws under different torque. *Acta Cir Bras* 2011 Aug;26(4): 261-6.

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

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal Fit and Microgaps of Implant-abutment Interface with Internal Anti-rotation Configuration . *Dental Materials Journal*. 2008;27(1):29-34.

Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Mar;19(3): 303-13,.

Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 Mar-Apr;23(2):247-52.

Walker LR, Morris GA, Novotny PJ. Implant insertional torque values predict outcomes. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011 May; 69(5): 1344-9.

Warreth A, Polyzois I, Lee CT, Claffey N. Generation of microdamage around endosseous implants. Clin Oral Implants Res 2009 Dec; 20(12): 1300-6.

Widmark G, Friberg B, Johansson B, Sindet-Pedersen S, Taylor A. Mk III: a third generation of the self-tapping Brånemark System implant, including the new Stargrip internal grip design. A 1-year prospective four-center study. Clin Implant Dent Relat Res 2003;5(4): 273-9.

ANEXOS

ANEXO A - Medidas do gap em micrômetros.

Pilar/implante	munhao/torque interno														
	0					40					80				
torque	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
CP	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
medida 1	1	1	1	2	0	1	0	2	1	0	1	1	0	1	2
medida 2	0	1	1	0	0	1	0	1	1	0	1	1	0	0	1
medida 3	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	1	1	0	0	0
medida 4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
medida 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
média CP	0.2	0.6	0.4	0.4	0	0.4	0	0.8	0.4	0	0.6	0.6	0	0.2	0.6
média grupo	0.33333333					0.32					0.4				

pilar/implante	munhao/convencional														
	0					40					80				
torque	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
CP	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
medida 1	1	0	1	1	0	1	2	2	1	0	0	0	2	1	2
medida 2	0	1	1	0	1	1	0	0	1	0	1	0	1	0	1
medida 3	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	1	1	0
medida 4	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0
medida 5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
média CP	0.4	0.2	0.4	0.2	0.4	0.4	0.4	0.6	0.4	0	0.2	0	1	0.4	0.6
média grupo	0.32					0.36					0.44				

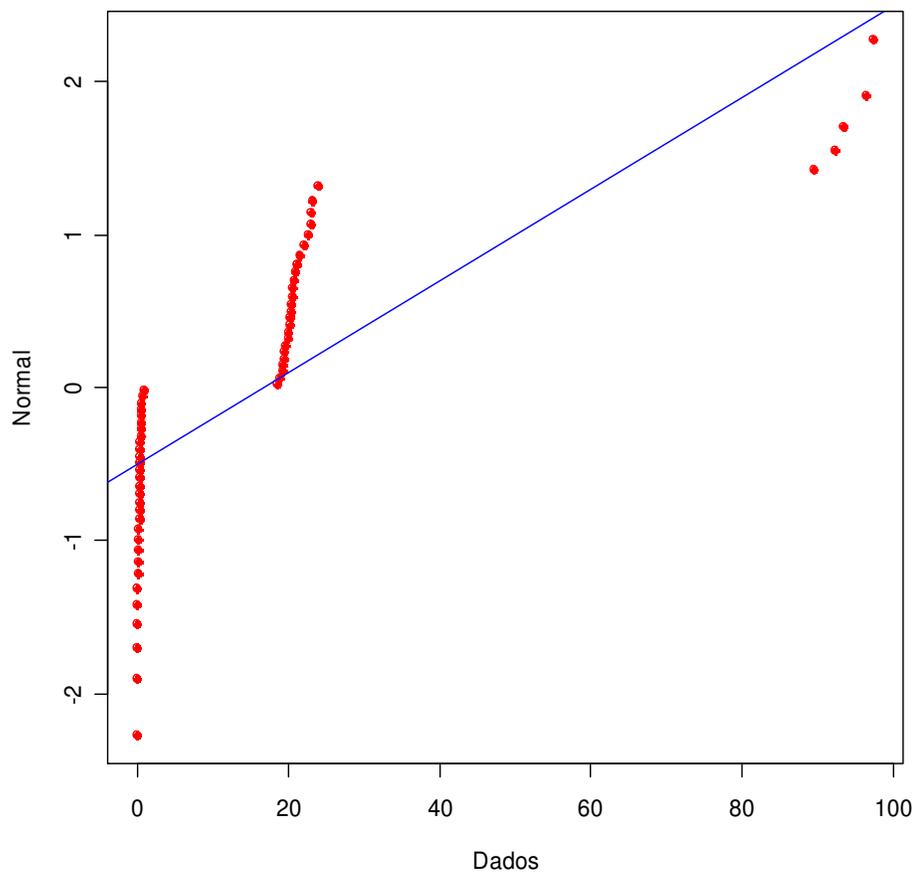
Pilar/implante	UCLA/ torque interno														
torque	0					40					80				
CP	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
medida 1	17	22	19	18	15	26	15	21	25	17	29	17	19	17	20
medida 2	17	25	24	19	25	19	19	20	24	19	23	24	21	21	28
medida 3	18	19	18	24	19	28	22	24	24	23	17	23	18	19	24
medida 4	22	17	21	22	22	21	21	22	23	17	21	19	20	22	20
medida 5	21	20	20	23	23	22	19	18	19	21	18	18	24	18	21
média CP	19	21	20	21	21	23	19	21	23	19	22	20	20	19	23
média grupo	20.4					21.16					20.84				

Pilar/implante	UCLA/convencional														
torque	0					40					80				
CP	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
medida 1	23	18	17	22	24	19	31	23	17	22	98	101	92	88	100
medida 2	27	19	15	20	27	21	25	21	26	21	93	98	89	90	97
medida 3	19	21	19	19	22	18	22	21	21	21	88	98	87	94	96
medida 4	25	23	21	18	19	16	22	17	19	10	87	93	92	97	99
medida 5	21	19	24	24	18	24	20	18	18	19	96	92	88	98	95
média CP	23	20	19	21	22	20	24	20	20	19	92	96	90	93	97
média grupo	20.96					20.48					93.84				

ANEXO B – Teste de normalidade de distribuição dos dados

TESTES DE NORMALIDADE	
DADOS DO PROCESSO	
Estatística: Shapiro-Wilk	0.611276401
P-valor	2.42183E-11

Papel de Probabilidade



ANEXO C – Gráficos de Interações

Gráfico de Interações

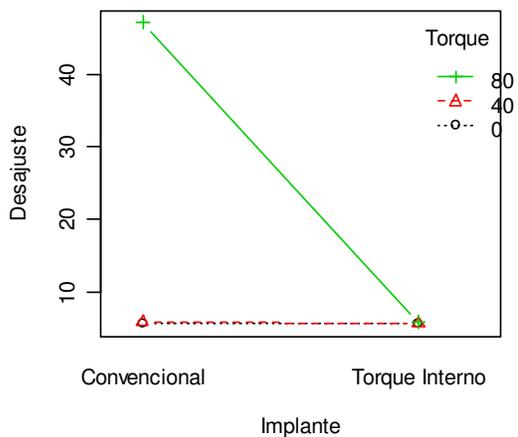


Gráfico de Interações

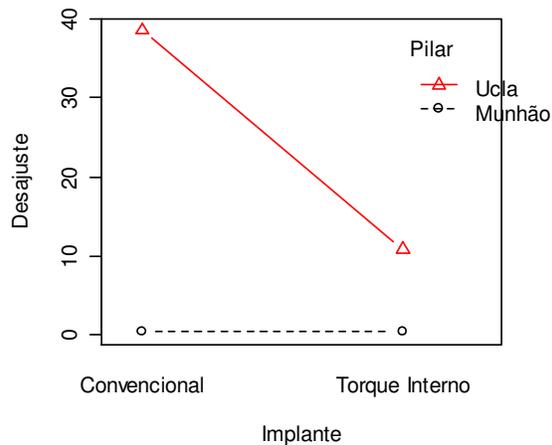
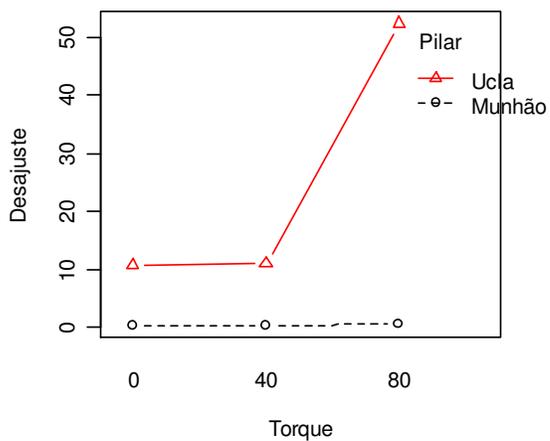


Gráfico de Interações



ANEXO D – Diferença entre adaptações dos pilares UCLA e Munhão.no grupo G6.

TESTE DE KRUSKAL-WALLIS

DADOS DO PROCESSO

Método: *Kruskal-Wallis rank sum test*

<i>Informação</i>	<i>Valor</i>
Kruskal-Wallis qui-quadrado	44,6556219
Graus de Liberdade	1
P-valor	0

p=0.00

<i>Fatores Comparados</i>	<i>Diferença Observada</i>	<i>Diferença Crítica</i>	<i>Diferença</i>
Munhão - Ucla	30	8,837967113	Sim

<i>Critério da Comparação Múltipla</i>
Padrão

<i>Fatores</i>	<i>Limite Inferior</i>	<i>Efeito</i>	<i>Limite Superior</i>
Munhão	-6,812721995	0,36	7,532721995
Ucla	25,77394467	32,94666667	40,11938866