

MARIANNA CAVALHEIRO GONÇALVES

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE FUNDIÇÃO E USO DE RETIFICAÇÃO
NA INTERFACE PILAR/CILINDRO PROTÉTICO NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E TENSÃO PER-IMPLANTAR SOBRE CONEXÃO
PROTÉTICA TIPO MICRO-UNIT**



2009

MARIANNA CAVALHEIRO GONÇALVES

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE FUNDIÇÃO E USO DE RETIFICAÇÃO NA
INTERFACE PILAR/CILINDRO PROTÉTICO NA ADAPTAÇÃO
MARGINAL E TENSÃO PERI-IMPLANTAR SOBRE CONEXÃO
PROTÉTICA TIPO MICRO-UNIT**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho” como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós- Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Lafayette Nogueira Júnior

São José dos Campos

2009

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

G586i Gonçalves, Marianna Cavalheiro.
Influência do tipo de fundição e uso de retificação na interface
pilar/cilindro protético na adaptação marginal e tensão peri-implantar sobre
conexão protética tipo Micro-Unit / Marianna Cavalheiro Gonçalves. __ São
José dos Campos : [s.n.], 2009
86f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de
Odontologia de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista,
2009.

Orientador: Prof. Dr Lafayette Nogueira Júnior

1. Implante dentário. 2. Adaptação marginal 3. Desajuste. 4. Tensão
periimplantar. 5. Extensometria I. Nogueira Júnior, Lafayette II.
Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José
dos Campos. III. Título

tD762

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por
qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 24 de setembro de 2009.

Assinatura : marianna_goncalves@yahoo.com.br

Banca Examinadora

Professor Assistente Doutor Lafayette Nogueira Júnior (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Assistente Doutor Eduardo Shigueyuki Uemura

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista - UNESP

Professor Assistente Doutor Alfredo Mikail Mesquita

Instituto de Ciências da Saúde – Curso de Odontologia

Universidade Paulista - UNIP

São José dos Campos, 24 de setembro de 2009.

DEDICATÓRIA

À Deus que me guia em todos os passos e momentos da minha vida.

Aos meus pais, Suely Cavalheiro Gonçalves e Wellington Gonçalves, pelo amor incondicional, pelos sacrifícios e por sempre estarem ao meu lado me apoiando no meu caminho.

Aos meus irmãos, Juliana, Nathália e Brunno Cavalheiro Gonçalves, por sempre estarem ao meu lado, me apoiando e confiando em mim.

À minha sobrinha Beatriz Gonçalves da Veiga, pela alegria em todos os momentos. Você é a luz da minha vida.

À minha cunhada Marina, por sempre acreditar e apoiar nas minhas decisões.

Aos meus tios, Rosely,, Rosemeire e Rogério, por desde pequena estarem em grandes momentos ao meu lado e sempre me ajudando quando necessário.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através do seu Diretor, Prof. Dr. José Roberto Rodrigues, pela oportunidade que me foi concedida.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa do coordenador Prof. Adj. Clóvis Pagani.

Ao Professor Lafayette Nogueira Júnior, por acreditar em mim e me ensinar tanto na área da pesquisa quanto na parte clínica a importância de ser um bom profissional. Obrigada por demonstrar a importância da ética e competência profissional e por todos os ensinamentos aplicáveis à vida.

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos e demonstração de dedicação ao curso.

Ao Professor Marco Antonio Bottino, pela oportunidade e credibilidade depositada em mim.

Ao Professor Fernando Eidi Takahashi, pela demonstração praticamente infinita de dedicação pela profissão.

Ao Professor Ivan Balducci por toda ajuda na análise estatística e pelos momentos agradáveis e divertidos durante esta análise.

Aos membros da banca examinadora Professores Eduardo Shigueyuki Uemura e Alfredo Mikail Mesquita por aceitarem o meu convite e com certeza auxiliarem com suas observações pertinentes.

Às secretárias da pós-graduação, Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza, Lillian Faria das Graças pelas informações e atenção prestadas.

Às secretárias da graduação por sempre tão prestativas comigo.

À secretária Eliane Silveira Barcellos, do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária, por toda a atenção dispensada neste período.

À funcionária do Laboratório de Prótese Dentária, Clélia Aparecida De P. Martins, pela companhia, estímulo, e por ser tão prestativa sempre que precisei.

Aos Funcionários do Departamento de Prótese Dentária, Inez, Miguel e Fernando pelo ótimo convívio e por serem voluntariosos toda vez que necessitei.

À funcionária Penha pela atenção, companheirismo e por cuidar tão bem de mim desde a época da graduação.

Às funcionárias Fátima, Marinete, Juliana pelo ótimo convívio e risadas nos corredores das faculdades.

Ao laboratório Sandro, pelo auxílio nas fundições das peças utilizadas neste estudo.

Aos meus grandes amigos do curso de mestrado do curso de pós- graduação: Eurípedes Kaizo Ariki, Anderson Almeida Castilho, Celina Abreu Wanderley, por compartilharem comigo as dificuldades e alegrias do dia-a-dia.

Em especial ao amigo Eurípedes Kaizo Ariki pelas divertidas viagens e pelos conselhos e ensinamentos que talvez nem ele saiba que me passou.

Aos companheiros de pós-graduação: Alfredo, Nori, Graziella, Silvia, Renata Faria, Fernanda, Renata Melo, Sheila, Rodrigo, Silvia Masae, Sandra, Liliana, Lucas, Luis Guilherme, Aline, Susana, Paula, Regina, Aleska, Luis Gustavo, Zé Renato, Diana, Priscila e Humberto. E aos novos colegas: Gabriel, Lilian, Sabrina, Lucas, Luis Gustavo, Vanessa, Flávia.

Aos colegas: Diego, Rander e Marcos Koiti que desde a época da iniciação científica me estimularam a seguir o caminho da vida acadêmica.

Ao amigo Edney Idogava e seu pai Takashi Idogava, pela ajuda em todos os momentos e pela confecção das estruturas utilizadas para a realização do experimento na Idopalstic.

Aos meus primos Vera, Marcelo, Marina, Bianca e Davi, por cederem a sua casa toda vez que eu precisei, pelo apoio e pela companhia em todo este período.

Aos amigos, Patrícia, Gabriel, Wivian, Daniele, Aletéia, Daniela, Meline, Daniel Zerbinatti, Henrique, Daniel Duarte e Diego, que mesmo após o término da graduação continuam me acompanhando e fazendo parte das minhas conquistas.

À amiga Samara Salamene, que desde a infância acompanha meus passos e torce pelas minhas conquistas.

À amiga Irene, pelas risadas e a grande amizade conquistada em tão pouco tempo.

Um agradecimento especial ao Marcus Vinícius Martins, por estar ao meu lado me apoiando e acreditando em mim e nas minhas conquistas.

E a todas as pessoas que de certa forma contribuíram para realização deste sonho.

SUMÁRIO

RESUMO	12
LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE TABELAS	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	16
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODO	44
4.1 Confecção das infra-estruturas	45
4.2 Análise da adaptação marginal	47
4.2.1 Confecção do modelo experimental	47
4.2.2 Leituras do microscópico	50
4.3 Avaliação da tensão peri-implantar	53
4.3.1 Confecção do modelo experimental	53
4.3.2 Mensuração da tensão peri-implantar	56
4.3.3 Extensometria	59
5 RESULTADOS	61
5.1 Análise da adaptação marginal	61

5.2 Análise da tensão peri-implantar	64
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÃO	77
8 REFERÊNCIAS.....	78
ABSTRACT.....	86

Gonçalves MC. Influência do tipo de fundição e uso de retificação na interface pilar/cilindro na adaptação marginal e tensão peri-implantar sobre conexão protética tipo Micro-Unit [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2009.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar, *in vitro*, a adaptação marginal por meio da microscopia óptica, de cilindros pré-fabricados de Co-Cr comparados com cilindros calcináveis fundidos em Ni-Cr pelo método convencional e pela fundição por indução, com e sem o uso de retificadores e analisar por meio da extensometria a tensão ao redor do implante gerada com o uso destes componentes parafusados sobre os pilares tipo Micro-Unit. Foram utilizados 36 cilindros tipo Micro-Unit subdivididos em 3 grupos: G1 (controle) - 12 cilindros pré-fabricados de Co-Cr; G2 - 12 cilindros calcináveis fundidos pelo método convencional em liga de níquel-cromo (Ni-Cr); G3 - 12 cilindros calcináveis fundidos pelo método de indução em liga de Ni-Cr. Para todos grupos foram realizadas as leituras no microscópio óptico com um aumento de 200 vezes e realizada a mensuração da tensão pela extensometria. Na análise microscópica foram realizadas quatro leituras para cada face do octógono no qual o implante estava instalado. A extensometria foi realizada durante o aperto do parafuso, com torquímetro eletrônico, do cilindro em questão após o implante estar devidamente posicionado sobre o aparato que garantia que o torque era gerado sem nenhuma influencia do operador. Posteriormente, os cilindros dos grupos 2 e 3 foram retificados formando dois sub-grupos: G2b e G3b, os quais foram novamente analisados em microscópio óptico e na extensometria. Os valores de média e desvio padrão encontrados na desadaptação marginal nos grupos foram: G1 (33,3 μm), G2a (61,86 +/- 16,59 μm), G2b (26,12 +/- 5,47 μm), G3a (61,57 +/- 22,69 μm), G3b (28,74 +/- 6,88 μm). Na extensometria foram: G1 (162,14 μE), G2a (185,42 +/- 94,8 μE), G2b (168,75 +/- 122,2 μE), G3a (105,42 +/- 38,5 μE), G3b (92,00 +/- 33,61 μE). Concluiu-se que a retificação dos cilindros fundidos em liga de Ni-Cr tanto pelo método convencional quanto por eletroindução reduz significativamente a desadaptação marginal, tendo resultado semelhante aos cilindros pré-fabricados. Não houve diferença entre os métodos de fundições em relação à adaptação marginal. Na extensometria observou-se que o método convencional (maçarico) produziu maior tensão (μE) que o método por indução. A tensão gerada ao redor do implante reduziu após a retificação, porém essa diminuição não possui diferença estatística.

Palavras chave: Extensometria, Implantes, Adaptação marginal.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Cilindros com cinta em Co-Cr – componentes do grupo 1 (controle).....	45
Figura 2 – Cilindros Micro-Unit unidos aos canais de alimentação após a fundição (Fundição Convencional).....	46
Figura 3 – Cilindros Micro-Unit unidos aos canais de alimentação após a fundição (Fundição por Indução)	47
Figura 4 – Cilindro e pilar Micro-Unit parafusados no implante fixado na base octogonal.....	48
Figura 5 – Pilar sendo parafusado pelo torquímetro	49
Figura 6 – Torquímetro eletrônico (Nobel Biocare Torque Controller ™, Gotemburgo, Suécia).....	49
Figura 7 – Microscópio óptico (Mitutoyo, Suzhavo, Japan).....	50
Figura 8 – Posição do octógono no microscópio durante as leituras e marcação para a leitura inicial	51
Figura 9a – Grupo 2 - Cilindro antes da retificação.....	52
Figura 9b – Cilindro após a retificação.....	52
Figura 10a – Grupo 3 - Cilindro antes da retificação.....	52
Figura 10b – Cilindro após a retificação.....	52
Figura 11 – Ponta retificadora conectada ao cabo para retificação de cilindros fundidos	53
Figura 12 – Matriz metálica em aço inoxidável montada	53
Figura 13a – Preenchimento da matriz metálica.....	54
Figura 13b – Bloco de poliuretano polimerizando no interior da matriz ..	54
Figura 14 – Perfuração do bloco de poliuretano com a fresa tipo lança ..	55
Figura 15 – Aspecto final do bloco perfurado após a fresa counter-sink .	56
Figura 16 – Implante fixado ao bloco de poliuretano	56

Figura 17 – Visão superior demonstrando a disposição dos “Strain gauges” no bloco de poliuretano, em relação à plataforma do implante	57
Figura 18 – Aparato para a elaboração dos enaios. (A) Vista do dispositivo montado para a fixação do dispositivo contra-torque.....	58
Figura 19 – Sistema de condicionamento e conversão do sinal, e software para aquisição e processamento de dados. Amplificador de sinais (ADS 2000IP – Lynuxx- São Paulo, Brasil).....	60
Figura 20 – Imagem do corpo de prova do Grupo 2: a) cilindro fundido pelo método convencional e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 30X	62
Figura 21 – Imagem do corpo de prova do Grupo 2: a) cilindro fundido pelo método convencional e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 200X	62
Figura 22 – Imagem do corpo de prova do Grupo 3: a) cilindro fundido por indução e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 200X.....	62
Figura 23 – Boxplot representando os valores de média e desvio padrão (μm) obtidos pela microscopia óptica.....	64
Figura 24 – Gráfico de barras com as médias e desvio padrão da microdeformação (μE).....	66

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Intervalo de confiança para o valor médio de diferença (95%) estabelecido na comparação do desajuste marginal entre os grupos experimentais em relação ao Controle (G1), por meio do teste de Dunnett..... 61
- Tabela 2 – ANOVA de medidas repetidas para os dados de desajuste marginal obtidos no MIC 63
- Tabela 3 – Formação de grupos homogêneos quanto ao desajuste (μm) mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), para as quatro condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: método de fundição (MF) e técnica de retificação (TR) 63
- Tabela 4 – Intervalo de confiança para o valor médio de diferença (95%) estabelecido na comparação da tensão obtida pela extensometria gerada entre os grupos experimentais em relação ao Controle (G1), por meio do teste de Dunnett 64
- Tabela 5 – ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação obtidos pelos extensômetros..... 65
- Tabela 6 – Formação de grupos homogêneos quanto a microdeformação (μE) mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), para as quatro condições experimentais estabelecidas pelas variáveis: método de fundição (MF) e técnica de retificação (TR) 65

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = Analise de Variância

Co = cobalto

Ni = níquel

Cr = cromo

GHz = giga-hertz

Kg = Kilograma

N = Newton

Ncm = Newton por centímetro

Hz = Hertz

V = Volt

log = logaritmo

min = minuto

ms = milisegundo

cm = centímetro

mm = milímetro

p = valor de probabilidade

p<0,05 = probabilidade menor que 5 por cento

± = mais ou menos

μm = micrometro

% = unidade de porcentagem

°C = grau Celsius

με = microdeformação (10⁻⁶ ε)

Ω = ohm (resistência elétrica)

ε = deformação

° = graus

GPa = gigapascoal

1 INTRODUÇÃO

Com o advento da osseointegração observada por Brånemark em 1983, implantes osseointegrados começaram a fazer parte das alternativas dos cirurgiões dentistas como forma de tratamento para os elementos dentais perdidos. Os conceitos básicos desta prática evoluíram a partir das pesquisas clínicas e experimentais, fazendo com que as próteses sobre implantes osseointegrados aumentassem seu espaço de indicação, garantindo aos pacientes uma reabilitação oral efetiva (Brånemark; Svensso, 1995). Assim, os sistemas de implantes estão em constante evolução, objetivando minimizar a ocorrência de implicações biomecânicas resultantes do tratamento com implantes (Taylor; Agar Jr., 2002).

No início, a Implantodontia visava resultados para casos de edentulismo total. Nestes casos os pilares utilizados eram no padrão "Standard", confeccionados em titânio, porém não deveriam ser utilizados em regiões onde o fator estético era necessário (Neves et al., 2000).

Assim, a necessidade do uso de implantes para próteses unitárias exigiu propriedades específicas dos componentes, como propriedades anti-rotacionais, correções de angulação para uma ótima adaptação estética/funcional e também a busca uma melhor adaptação entre a interface de união da base do implante com o pilar protético (Binon, 2000).

A passividade é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte e clinicamente pode ser avaliada com: a ausência de dor, de sensação de tensão durante a manipulação dos componentes do implante. O aperto final dos parafusos não deve ser

realizado utilizando mais de 1/3 de volta; e deve-se fazer um controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais e/ou radiográfico para as margens subgengivais do ajuste da estrutura a cada um dos pilares (Aparício, 1994).

Assim, a adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator fundamental para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis e a precisão desta adaptação é uma das etapas mais discutidas, tanto na parte clínica quanto na laboratorial, sendo essencial para a correta distribuição das tensões que acometem os implantes e suas estruturas de suporte durante a função (Silva et al., 2007).

A instabilidade da estrutura protética e do intermediário é uma consequência das partes não-passivas do molde e das forças oclusais desequilibradas (compressivas e tensão), pois estes causam a vibração e o afrouxamento do parafuso de retenção (Costa, 2001).

Além disso, na ausência de passividade podem ocorrer problemas de ordem biológica como dor, reações teciduais, mucosites, periimplantites, remodelação óssea e perda da osseointegração; ou de ordem mecânica como afrouxamento dos intermediários ou dos parafusos de fixação ou a fadiga dos mesmos (Beumer; Lewis, 1996; Misch, 1996; Jansen et al., 1997; Goodacre; Kan, 1999; Kan et al. 1999; Lindhe, 1999; Renner, 2000; Romero et al. 2000; Dinato; Polido, 2001; Neves, 2001) e podendo até causar a fratura dos componentes da prótese sobre implante.

A perda óssea foi observada na interface do implante com hexágono externo em suas respectivas conexões protéticas – localizada ao nível da crista óssea (Brånemark et al. 1987; King et al. 2002; Brogгинi et al. 2003). Cerca de 1,5mm no primeiro ano e 0,2mm a cada ano (Ekfeldt et al.1994; Avivi-Arber; Zarb, 1996; Abrahamsson et al. 1999; Leonhardt et al. 2002; Norton, 2006).

Teoricamente, os componentes protéticos do implante dentário, especificamente o cilindro pré-fabricado e o intermediário, devem possuir uma precisa adaptação devido ao processo de usinagem (Byrne et al., 1998; Dinato; Polido, 2001). Informações iniciais sobre a osseointegração relatam um nível de desajuste aceitável para pilares pré-usinados inferior a $10\mu\text{m}^5$ (Brånemark et al., 1985). Porém, não se sabe ao certo os níveis de desajuste que podem ser considerados aceitáveis clinicamente. Estes níveis são considerados tolerados quando não induzem falhas (Hecker; Eckert, 2003; Jemt et al., 1996; Riedy et al., 1997; Sahin; Cehreli, 2001; Taylor; Agar 2002; Waskewicz; Ostrowski, 1994).

O uso de cilindros calcináveis sobrefundidos em cobalto-cromo (Co-Cr) em relação às ligas nobres reduz os custos e poderiam manter os níveis aceitáveis de ajuste (Anusavice 1996; Byrne et al. 1998; Moraes et al. 2005).

A utilização desta alternativa protética e também com uso de sobrefundição com níquel-cromo (Ni-Cr) vem crescendo vertiginosamente, apesar do ajuste na interface prótese/intermediário não ser tão satisfatória quanto o ajuste propiciado pelos cilindros usinados sobre-fundidos em ligas preciosas (Vasconcellos, 2002). Em função da grande procura destes componentes, as empresas do ramo vêm desenvolvendo equipamentos que visam minimizar tais desajustes.

Uma alternativa é o uso de retificadores. Estes dispositivos, com comando manual, foram desenvolvidos para corrigir defeitos da fundição e reduzir a desadaptação entre o cilindro e pilar protético (Campbell; Pelletier, 1992; Zervas et al. 1999; Vasconcellos, 2005).

Deste modo, a análise do uso das alternativas precisa ser estudada na tentativa de assegurar um uso clínico confiável, como a fundição e sobre fundição com ligas não preciosas sobre diferentes tipos de cilindros e o uso dos retificadores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Brånemark et. al (1985) relataram um nível de desajuste aceitável em pilares pré-usinados inferior a 10µm. Estudos mostram que nenhuma das próteses apresentou um completo ajuste passivo e que não houve correlações entre o nível de perda marginal e os desajustes, indicando certa tolerância biológica.

Holmes et al. (1989) sugeriram uma terminologia na tentativa de identificar cada tipo de desadaptação. Definiram como *gap* interno o espaço existente entre a superfície interna da prótese e a parede axial do preparo, e como *gap* marginal o mesmo espaço quando mensurado na margem do preparo. O espaço marginal mensurado paralelamente à trajetória de remoção da peça foi chamado de discrepância marginal vertical, enquanto o mesmo espaço considerado perpendicularmente a esta trajetória foi denominado discrepância marginal horizontal. Outros termos empregados pelos autores foram sobre-extensão marginal, para a distância do *gap* marginal à margem da peça, sub-extensão marginal, para a distância do *gap* marginal ao ângulo cavo-superficial do preparo e discrepância marginal absoluta, para a hipotenusa do triângulo reto formado por ela com o *gap* marginal e a sobre ou subextensão.

Para obter uma melhor adaptação Goll (1991) recomenda que se deve: a) usar componentes usinados pois estes possuem adaptação mais previsível; b) conferir o assentamento perfeito do cilindro e componentes de transferência na primeira consulta; c) cobrir as conexões com capas protetoras, impedindo que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos; d) conferir a precisão do modelo de gesso,

empregando para isto um padrão de resina acrílica para verificação da fidelidade deste modelo em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente; e) usar componentes novos nas fases laboratoriais; f) antes de incluir a estrutura encerada no revestimento, limpar cuidadosamente a porção interna dos cilindros de ouro com solvente para cera; g) realizar a fundição em peça única; h) utilizar protetores para os cilindros de ouro durante o acabamento e polimento da peça.

Glantz et al. (1993) por meio de quatro extensômetros lineares colados em conexões protéticas registraram a deformação em próteses *in vivo* e *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes. Os sinais elétricos foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, experimentos *in vivo* foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Salientaram a importância da prevenção de perigosas concentrações de estresse estático no sistema reabilitador, ao serem apertados os parafusos de retenção protética. Para os autores, a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em implantodontia.

Aparicio (1994) avaliou o ajuste passivo em próteses cimentadas pelos seguintes parâmetros clínicos:

- a) ausência de sintomatologia durante a colocação;
- b) fechamento final dos parafusos sem apresentar resistência;

c) teste do parafuso único com um parafuso de ouro na posição distal e

d) exame visual do assentamento dos pilares com lentes de aumento (onde a altura gengival permitia) ou por meio de radiografias (quando necessário).

O autor enfatiza que pelo fato de não haver o ligamento periodontal, o tecido peri-implantar é incapaz de se remodelar caso não haja uma perfeita passividade, podendo afetar a osseointegração. O autor ainda salienta o fato de se observar uma espessura entre 0,1 e 0,3 mm para que se obtenha uma correta resistência de união na cimentação. Se não conseguir essa espessura, a fundição e/ou a soldagem devem ser repetidas.

Avaliando a lei de Wolff e analisando as adaptações estruturais ocorridas no tecido ósseo, Frost (1994) afirma que em situações onde o tecido ósseo é submetido à microdeformações abaixo de $50 \mu\epsilon$ significa que o tecido ósseo não está sofrendo nenhum tipo de estímulo, sendo considerado desuso, fato que poderia acarretar em reabsorção óssea. Quando submetido a uma microdeformação em torno de $2.000\mu\epsilon$, haverá uma remodelação óssea, porém não haverá danos ao tecido, se esta tensão for igual ou superior a $4.000\mu\epsilon$, os danos não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em destruições teciduais irreversíveis. O que caracteriza o limite fisiológico de tensões até $4.000\mu\epsilon$.

Gulbransen (1994) afirma que uma cuidadosa avaliação das peças protéticas sobre implante deve ser feita, pois esta é uma etapa crítica para o sucesso do tratamento. E estruturas mal adaptadas geram tensões desnecessárias ao tecido peri-implantar, mesmo antes da prótese estar em função. Assim, deve-se observar falhas nas seguintes etapas, como:

a) procedimentos e materiais para impressão e confecção do modelo;

- b) técnicas e materiais para enceramento, inclusão e fundição da estrutura metálica;
- c) propriedades das ligas, entre outros.

Parel (1994) analisou o assentamento passivo por meio de duas técnicas: inspeção visual e avaliação táctil. A inspeção visual é realizada apertando-se o parafuso mais distal e observando-se a formação de fendas entre a estrutura metálica e os demais implantes. Após esta visualização, inicia-se para a avaliação táctil. Todos os parafusos restantes são apertados até se perceber a primeira resistência. Após essa etapa, aplica-se o torque manual final. O número de voltas necessárias para o aperto final de todos os parafusos deve ser semelhante, tendo-se assim, um indicativo de passividade.

Jemt (1994) destacou o fato de que nenhuma estrutura metálica irá apresentar um completo assentamento passivo sob a análise microscópica. Portanto, procedimentos clínicos que verificam se a adaptação das estruturas metálicas aos implantes encontra-se aceitável devem ser criteriosamente empregados. Para tanto, sugeriu a avaliação da alteração dimensional geral da fundição por meio do aperto de um parafuso localizado em um dos extremos da prótese, verificando a adaptação dos demais componentes do lado oposto. Após este teste inicial, a avaliação continua, apertando-se desta vez um dos parafusos intermediários até que se perceba a primeira resistência. Nesse momento, observa-se a posição da chave de aperto. No máximo uma torção de 180° deverá ser dada para alcançar um torque de 10N/cm a 15 N/cm e completar o assentamento do parafuso, o que corresponde a uma desadaptação vertical clinicamente aceitável, e que será totalmente eliminada ao final do aperto do parafuso. Espaços maiores resultarão em uma maior resistência contra o aperto do parafuso, o que indicará uma desadaptação inaceitável. Com o primeiro parafuso deixado em posição, procede-se o aperto dos outros parafusos, alternando-se os lados (direito/esquerdo), seguindo sempre o mesmo protocolo, deixando-se por

último os dois parafusos terminais. A resposta do paciente durante a prova da estrutura também deve ser cuidadosamente observada. Uma pequena sensação de pressão, que desaparece após alguns minutos, pode ser aceitável enquanto severo desconforto pode ser indicativo de assentamento inadequado.

Isa e Hobkirk (1995) estudaram o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Foi utilizado um modelo com cinco implantes do Sistema Brånemark (Nobelpharma), dispostos linearmente em uma base metálica rígida. As mensurações de deformação foram realizadas com o uso de um par de extensômetros lineares elétricos fixados longitudinalmente em cada intermediário. Desajustes de 10, 30, 60 e 110 μ m foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os resultados demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, mesmo com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a 10 μ m.

Spiekermann et al. (1995) descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elemento finito, fotoelasticidade (análise de birrefringência), extensometria (medidas de carga *in vivo* e *in vitro*) e estudos de resistência de união implante/osso. Para o autor, as medidas de carga (extensometria) tornam possível a obtenção de dados precisos em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. Salientou a possibilidade da aquisição de valiosos resultados em estudos *in vitro*, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com esta tecnologia.

Para Hurson (1996) dois passos de acabamento são necessários, para amenizar as distorções inerentes ao processo de fundição. O orifício do parafuso deve estar limpo e o assentamento do

parafuso do pilar deve ser retificado. Retificando as superfícies de encaixe do pilar as desigualdades resultantes do processo de fundição são removidas, objetivando melhor ajuste entre o componente protético e o implante.

Jemt (1996), por meio da técnica fotogramétrica tridimensional de avaliação do assentamento protético mediu e comparou a precisão da adaptação de próteses implanto-suportadas sobre os modelos e posicionadas em boca. O estudo revelou que as medidas podem ser significativamente diferentes, dependendo do local onde a avaliação é realizada. A implicação deste estudo é a de que é impossível transferir um assentamento laboratorial para a situação clínica. O autor verificou a necessidade de intensa discussão e investigação, objetivando o esclarecimento das dúvidas em relação ao grau de desadaptação que poderia ser considerado clinicamente aceitável, ou seja, que não causaria problemas clínicos em longo prazo.

Isa e Hobkirk (1996) para verificar os efeitos de diferentes graus de desadaptação da estrutura metálica na distribuição das forças oclusais. Três condições distintas de transmissão de cargas foram avaliadas:

- a) carga de 50N sobre o *cantilever* a 10,5mm do centro do implante terminal;
- b) carga de 230N sobre o implante central;
- c) carga de 230N aplicada entre o implante central e o implante adjacente a ele.

Desajustes de 10, 30, 60 e 110 μ m foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os autores concluíram que:

- a) a distribuição de forças nos implantes foi desigual, devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema;

- b) tanto tração como compressão foram observadas nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas situações;
- c) força vertical de 230N sobre os implantes ou entre eles foi capaz de eliminar desajustes de 30 μ m;
- d) força vertical de 50N no *cantilever* foi capaz de eliminar desajustes de 110 μ m no intermediário distal.

Helldén e Dérand (1998) descreveram e avaliaram com fotoelasticidade e extensometria um método (*CrescoTi*) para a correção da distorção de estruturas metálicas fundidas em titânio. Verificaram que as alterações dimensionais ocorridas durante o processo de fundição determinam a desadaptação protética, gerando estresses na estrutura protética, nas conexões, nos implantes, e no tecido ósseo. Os resultados do experimento demonstraram que o método apresentado determina passividade no assentamento protético similar à encontrada após a separação e subsequente soldagem de estruturas fundidas em ouro. É, portanto, um procedimento eficiente para a correção de desajustes de estruturas protéticas implanto-suportadas fundidas em titânio.

Byrne et. al (1998) em um estudo comparativo entre pilares pré-usinados e pilares fundidos em laboratório afirmam que pilares calcináveis fundíveis possuem uma extensa aplicabilidade clínica e baixo custo. Porém, o processo de fundição pode gerar considerável grau de distorção, influenciando de forma direta, a longevidade dos componentes mecânicos e biológicos dos implantes osseointegrados. Concluindo que para uma correta adaptação é necessários um melhor acabamento de pilares fundíveis.

Wiskott e Belser (1999) delimitaram os seguintes grupos, conforme os valores de estimulação, atuando sobre o tecido ósseo, bem como as respostas teciduais a estes valores:

- a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à microdeformações abaixo

- dos 100 $\mu\epsilon$. A substancial queda de estresses funcionais causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea, comumente identificada durante o fenômeno de reabsorção que ocorre no processo alveolar após a extração de um dente;
- b) carga normal: tecido ósseo submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e 2.000 $\mu\epsilon$. Teoricamente, nesta faixa de deformações, a massa óssea estabiliza-se em função do equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise;
- c) suave sobrecarga: as forças geradas determinam deformações na faixa que se estende entre 2.000 e 4.000 $\mu\epsilon$. Nestes casos, observa-se um desequilíbrio positivo, com maior osteogênese, e conseqüentemente aumento da massa óssea;
- d) sobrecarga patológica: quando a estrutura óssea é submetida a forças que promovem deformações acima de 4.000 $\mu\epsilon$, torna-se incapaz de passar por um processo de adaptação e reparo, e os danos passam a ser irreversíveis;
- e) fratura: no tecido ósseo ocorreria com deformações entre 20.000 e 25.000 $\mu\epsilon$.

De acordo com os autores, para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação tornam-se, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, deformações acima da faixa descrita como de “desuso” são necessárias. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) que levaria a danos irreparáveis. Os pesquisadores demonstraram preocupação com superfícies lisas na região cervical de implantes, que não permitiriam adequado acoplamento biomecânico com

o tecido ósseo circunvizinho, determinando substancial queda de estresses funcionais com desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo à reabsorção óssea da crista marginal.

Guichet et al (2000) avaliando a passividade de adaptação e desajuste marginal de infra-estruturas retidas por parafuso ou por cimentação, observaram, por meio da fotoelasticidade, que não houve diferença estatística entre os tipos de infra-estruturas avaliadas antes da sua instalação e que após a instalação das mesmas, houve uma grande diminuição para o grupo parafusado. Porém, neste grupo gerou-se um grande aumento de tensão na região ao redor do implante. Neste mesmo estudo, mesmo com níveis de desajustes aceitáveis, a tensão ao redor do implante foi muito alta que poderia causar problemas biológicos nesta região.

No estudo de Castilho (2000) foi avaliada a adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e Co-Cr, antes e após a soldagem a laser. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco apresentaram um desajuste médio de 26,164 μm e que as mesmas após a sondagem a laser possuíram um desajuste de 19,943 μm . As estruturas de titânio possuíram um desajuste médio de 21,262 μm , resultados melhores que as de cobalto-cromo que possuíram desajuste médio de 24,845 μm .

Holleweg (2000) avaliou, por meio da extensometria, a passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implanto-suportada fundidas em Co-Cr e em Pd-Ag. Os extensômetros foram fixados nas faces mesial e distal de cada intermediário e as mensurações foram feitas após o aperto dos parafusos. Os resultados não foram estatisticamente diferentes entre si.

Castilho (2000) afirmou que a condição passiva da adaptação das próteses implanto-suportadas é um requisito básico para o sucesso do tratamento. O autor avaliou a interface intermediário/componentes protéticos (cilindros), fundidos, em titânio e

cobalto-cromo, em monobloco e após a realização da soldagem a laser. Para isto utilizou 30 cilindros torneados em plástico e 15 barras cilíndricas para a interligação dos componentes protéticos (cilindros). Cada corpo de prova apresentava três componentes protéticos unidos entre si. Um total de 10 corpos de prova foi realizado, sendo que destes, 5 foram fundidos em titânio e os outros 5 fundidos em liga de cobalto-cromo. As análises e mensurações das interfaces foram feitas antes e após a soldagem a laser, com a utilização de um microscópio comparador. Os resultados mostraram que as estruturas fundidas em monobloco (peça única) apresentaram uma maior interface (desajuste médio de $26,164\mu\text{m}$) que as mesmas após seccionadas e soldadas a laser (desajuste médio de $19,943\mu\text{m}$). O autor identificou diferenças estatisticamente significantes também entre os dois materiais utilizados, sendo que o titânio (desajuste médio de $21,262\mu\text{m}$) apresentou melhores resultados que o cobalto-cromo (desajuste médio de $24,845\mu\text{m}$).

Rubo e Souza (2001) descreveram os métodos computacionais aplicados em bioengenharia para análise e solução de problemas complexos encontrados nas reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria. De acordo com os autores, a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Descreveram os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. Concluíram que nenhum dos três métodos apresentados possui total preponderância sobre outro e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

Brosco (2001) realizou uma comparação da precisão do ajuste horizontal de intermediários transmucosos unitários de implantes compatíveis com hexágono externo entre o sistema Branemark e quatro sistemas nacionais. Foram analisadas a área total e distâncias lineares entre faces e ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e componentes. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa. Assim os resultados das avaliações evidenciam que os implantes e componentes nacionais possuem níveis de controle de qualidade e que a preocupação da indústria nessa área tem acompanhado a evolução da tecnologia.

Toguedani (2001) realizou um estudo comparativo da adaptação marginal entre um pilar do tipo UCLA usinado com cilindro de ouro e UCLA calcinável, antes e depois da sobrefundição e também após a aplicação de porcelana. A fenda foi fotomicrografada em 4 áreas através da MEV e em cada área foram realizadas 4 medidas, com um aumento de 1000 vezes. Os grupos onde foram aplicadas as porcelanas obtiveram um maior desajuste. E concluiu-se que não há diferença na adaptação entre UCLA usinado após sobrefundição e UCLA calcinável após fundição. Já a aplicação da porcelana promoveu distorção nos dois grupos, sendo mais evidente no UCLA calcinável.

Sabendo-se que os procedimentos clínicos e laboratoriais não proporcionam um ajuste passivo absoluto e que é questionável o efeito da falta de ajuste passivo, Sahin e Cehreli (2001) fizeram uma análise das correntes atuais objetivando demonstrar a situação atual do significado da adaptação passiva em prótese sobre implante. Concluindo que o absoluto quadro passivo não foi alcançado nas últimas três décadas e que não há consenso, mas sim uma série de sugestões quanto ao nível aceitável de desajuste.

Segundo Taylor e Agar (2002), após uma revisão de literatura relatam que apesar do esforço para a redução do nível de desajuste entre o implante e a prótese, não se sabe se uma adaptação

absoluta poderia afetar negativamente a sobrevivência dos implantes dentários. Pois uma prótese rigidamente adaptada poderia gerar tensão entre os implantes e esta tensão poderia ser tão elevada gerando uma perda óssea significativa que geraria a perda do implante. Além disso, foi constatado que não existe um nível de desajuste, assim os clínicos deveriam aceitar um nível de desajuste tal qual não afete a saúde da interface osso/implante

Rubo et. al (2002) avaliaram a adaptação marginal de 5 cilindros fundidos em liga de cobalto-cromo a partir de matrizes plásticas comparada com a adaptação de 5 cilindros pré-fabricados em prata-paládio. Os cilindros eram aparafusados com torque de 10N/cm, sobre um intermediário convencional que estava fixado a uma réplica de implante com torque de 20N/cm, preso em uma base octogonal. Cada cilindro foi analisado três vezes em oito diferentes locais determinados pelas faces do suporte. Os cilindros foram soltos e parafusados novamente com 10N/cm por três vezes. E concluíram que tanto os cilindros de prata-paládio quanto os de cobalto-cromo apresentaram a mesma relação de adaptação.

Hecker e Eckert (2003) avaliaram a diminuição da desadaptação de próteses implanto-suportadas (protocolo de BRANEMARK) sobre os intermediários após ciclagem mecânica (50 e 200 mil ciclos). Os autores concluíram que a ciclagem mecânica na região anterior reduz a desadaptação na interface prótese/intermediário, e que a mesma ciclagem realizada na região suspensa (*cantilever*) não influencia na desadaptação.

Hekimoglu et. al (2004) avaliou a tensão no osso peri-implantar simulando uma oclusão antagonista com dente natural e próteses sobre implante através de ciclagem mecânica estática e dinâmica. A tensão foi mensurada pela técnica de *strain-gauges*, que foram posicionados ao redor do implante. Os autores demonstraram que as tensões peri-implantares na oclusão com dentes naturais são menores

quando comparada a utilização de prótese implanto-suportada como antagonistas.

Kitamura et. al (2004) avaliou os aspectos biomecânicos da reabsorção óssea utilizando o método do elemento finito. Os resultados dessa análise sugeriram que certa quantidade de reabsorção óssea do tipo cônica pode ser resultado da adaptação biomecânica do osso ao estresse submetido. No entanto, com o progresso da reabsorção óssea, o aumento de estresse no implante e osso medular sob forças laterais podem resultar em falha do implante.

Cehreli et al (2004) utilizaram a extensometria e a fotoelasticidade para analisar a distribuição de forças e a intensidade de microdeformação geradas por implantes de hexágono externo e implantes tipo cone-morse. Como implantes de hexágono externo foram utilizados implantes Branemark de formato cônico e cilíndrico, já os implantes cone-morse foram da marca Astra Tech no formato cônico e cilíndrico e os implantes ITI. Para tanto foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (20°) de 100 e 150N nos pilares protéticos. Os autores concluíram que os dois formatos de plataforma determinaram características semelhantes na transmissão das forças e que o desenho da região de união com o pilar protético não modificou a intensidade de microdeformação perimplantar em modelos experimentais simulando o tecido ósseo. Para os autores o tipo de conexão protética não é um fator decisivo na distribuição da carga mastigatória ao osso de suporte.

Costa et. al (2004) para um estudo comparativo entre dois métodos de confecção de prótese unitária suportada por implante incluíram no centro de um bloco de resina um implante rosqueado de 3.75mm de diâmetro por 10.0mm de comprimento e sobre este foi parafusado com torque de 20N.cm 15 pilares UCLA usinados com sistema anti-rotacional sem qualquer procedimento laboratorial (grupo controle - GC). A partir de um molde de silicone, 15 componentes tipo UCLA calcináveis foram parafusados (20N.cm) ao implante e receberam

enceramentos padrão (face vestibular plana), os quais foram fundidos em titânio (grupo fundição - GF). Quinze componentes, tipo UCLA torneados em titânio (137CNB, Conexão, Sistemas de Próteses, Brasil) receberam o mesmo enceramento padrão e estes *copings* foram fundidos em titânio separados e soldados a laser aos respectivos pilares em seu bordo (grupo soldagem a laser- GSL). A adaptação marginal foi observada na interface implante/componente, sob microscópio de medição, no eixo y, em 4 pontos de referência na vestibular, lingual, mesial e distal previamente marcados no bloco. Obtiveram como resultado uma média de 13,50 μm para o GC; 36,20 μm para o GF e 10,5 μm para o GSL podendo concluir que: no eixo y, os menores valores de distorção foram obtidos pelo grupo soldagem a laser de bordo (GSL).

Moraes et. al (2005) realizaram um estudo visando medir a desadaptação marginal na interface intermediário-cilindro, antes e após a sobrefundição. Um implante do tipo hexágono externo foi fixado numa base de aço inoxidável e um intermediário do tipo esteticone foi usado durante todo o experimento. Os cilindros pré-usinados de ouro (Grupo I) e de Ni-Cr-Be (Grupo II) foram parafusados ao intermediário com parafusos de ouro e titânio em ambos os grupos, com torques de 10Ncm e 20Ncm para o mesmo tipo de parafuso. As medidas verticais foram feitas num microscópio óptico (Mitutoyo 5050, Tóquio, Japão) três vezes em seis locais diferentes ao longo da interface intermediário-cilindro para cada valor de torque. Os cilindros foram encerados e fundidos tanto em liga de Ag-Pd (Grupo I) ou liga de Ni-Cr-Be (Grupo II). Após as fundições, as mensurações com os mesmos valores de torque foram repetidos. Diferenças intra-grupo foram observadas em G-I (ouro, 20Ncm, parafuso de titânio) e em G-II (Ni-Cr-Be, 10Ncm, parafuso de ouro). Dentro dos limites deste estudo, as seguintes conclusões podem ser feitas: a) Independente do tipo de parafuso, os valores de desadaptação marginal foram mais altos para os cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições, mas dentro dos níveis aceitáveis de adaptação; b) A combinação cilindro de

ouro com parafuso de ouro ou de titânio foi a mais efetiva para reduzir o desajuste marginal; c) Ambos os tipos de parafusos não melhoraram a adaptação marginal dos cilindros de Ni-Cr-Be após as fundições, e d) Embora um torque de 20Ncm tenha melhorado a adaptação marginal em todas as situações, seu uso não é recomendado devido ao risco aumentado de falha na prótese. As ligas de Ni-Cr-Be podem ser usadas com sucesso nas restaurações unitárias sobre implantes, sem prejuízo na adaptação entre o intermediário e o cilindro protético.

Dibart et al (2005) avaliou a eficácia na adaptação intermediário-implante na infiltração de micro-organismo utilizando microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que, *in vitro*, uma completa adaptação do pilar sobre o implante previne a infiltração de bactérias nessa interface. Os autores afirmam que a presença de desadaptação promoveria um sítio para proliferação bacteriana levando a inflamação dos tecidos peri-implantares podendo evoluir para uma perda óssea na região.

Maeda et. al (2005) utilizaram a metodologia de *strain-gauge* e avaliou a diferença de distribuição de estresse comparando sistema de hexágono interno e externo. Os strain-gauges foram colocados sobre a superfície dos implantes e ao redor do mesmo e sob aplicação de carga vertical e horizontal de 30 N. Os autores concluíram que a utilização do implante com hexágono interno promoveu uma melhor distribuição das tensões.

Steinebrunner et. al (2005) afirmaram que a desadaptação marginal pode favorecer a colonização bacteriana na interface pilar-implante, o que promoveria um favorecimento a inflamação gengival nos tecidos peri-implantares.

Torres et. al (2005) avaliaram, por meio de análise fotoelástica, a influência de diferentes parâmetros de adaptação marginal (desajuste vertical, passividade média, adaptação marginal absoluta e percentual de redução de desajuste) de estruturas metálicas sobre os

níveis de tensões resultantes em torno dos implantes. Não foram verificadas correlações entre os desajustes protéticos e as tensões resultantes da instalação das estruturas protéticas sobre os implantes, exceto quando analisados os valores de passividade média e adaptação marginal absoluta de estruturas confeccionadas em liga de níquel-cromo-titânio.

Segundo Karl et al (2005), a adaptação passiva das supraestruturas para restaurações implanto suportadas é afetada por cada etapa do processo de fabricação. Neste contexto os autores questionam se a aplicação do recobrimento cerâmico aumenta o carregamento estático do implante. Com finalidade de quantificar o desenvolvimento de tensão de várias próteses parciais utilizaram de extensometria. Confeccionaram quatro tipos diferentes de próteses de cinco elementos sobre três implantes (ITI):

- a) próteses cimentadas sobre pilares sólidos;
- b) aparafusadas confeccionadas com cilindros calcináveis;
- c) aparafusadas com cilindros de ouro;
- d) cimentadas retidas por pilares parafusados, representando os tipos geralmente usados de próteses parciais.

Três implantes foram colocados em um modelo de resina epóxi, que simula uma situação de paciente, e extensômetros foram instalados linearmente mesial e distalmente na resina junto aos implantes. O desenvolvimento da tensão foi gravado durante o ajuste do cimento (cimento provisório) e a fixação dos parafusos protéticos. Os dados foram analisados estatisticamente usando os 2 testes multivariados da amostra ($\alpha=.1$). Todas as próteses revelaram quantidades mensuráveis de tensão. Nem o tipo de retenção, nem a modalidade da fabricação das próteses parafuso-retido tiveram influência significativa no desenvolvimento da tensão. A aplicação da cerâmica causou um aumento

no desenvolvimento da tensão para as próteses testadas. As tensões mais baixas foram encontradas nas próteses cimentadas. Os autores concluíram que os procedimentos convencionais eram incapazes de produzir supra-estruturas com ajuste absoluto de assentamento passivo. Aplicação da cerâmica pareceu aumentar o desenvolvimento de tensão e, assim, a desadaptação da peça. A técnica de cimentação das supraestruturas aos componentes pré-fabricados diretamente aos implantes pode compensar os erros dimensionais causados pela moldagem e por fabricação da supra-estrutura.

Simamoto Jr. *et al* (2005) avaliaram, *in vitro*, o grau de desajuste antes e após o uso de retificadores de cilindros fundíveis em próteses fixas de três elementos, anteriormente à etapa de soldagem. Após a obtenção dos modelos realizou-se o enceramento da anatomia dental sobre os pilares calcináveis tipo UCLA. Para a análise separada da interface pilar-implante, as amostras foram estabilizadas com torque de 20N. Foram obtidas para cada pilar duas fotos, uma da face mesial e outra na face distal em MEV com aumento de 500X. A medida foi obtida a partir de duas linhas, uma horizontal na plataforma de assentamento do implante e outra paralela a base do próprio pilar. Após a fundição dos pilares, foi realizada a primeira leitura do ajuste/desajuste vertical das amostras. As amostras foram retificadas, com média de seis vezes por amostra. Analisou-se sob lupa estereoscópica com aumento de 40X. Pilares com adaptação deficiente foram novamente retificados e retornaram à avaliação na lupa estereoscópica. Finalizada a retificação as amostras foram novamente avaliadas sob MEV. Considerando como aceitável desajuste pilar/implante de até 10 μ m. Avaliou-se o percentual de valores de desajuste vertical após a etapa de fundição e retificação situados entre 0 e 10 μ m. Constatou-se que a frequência de ajustes foi menor nos grupos antes da retificação, 64% das amostras apresentaram desajustes inferiores a 10 μ m, anteriormente a retificação, e após a retificação os resultados foram otimizados, alcançando a média de 94%.

Dentro da metodologia aplicada neste estudo pode-se concluir que a ação dos retificadores de cilindros fundíveis proporcionou melhora estatisticamente significativa no ajuste dos pilares calcináveis tipo UCLA à plataforma dos implantes.

Rodrigues Jr. et al (2005) analisaram a adaptação marginal de coifas confeccionadas em ligas de Ni-Cr e In-Ceram Zircônia sobre componentes CeraOne e constataram que as confeccionadas em Ni-Cr obtiveram médias de desadaptação de 81,37 μ m e as de In-Ceram Zircônia o valor médio de 107,75 μ m.

Castilho (2006) avaliou a influência do tipo de parafuso, liga e posição do cilindro na adaptação marginal de infra-estruturas sobre implante antes e após a soldagem a laser utilizando trinta cilindros protéticos de plástico montados e encerados com 15 barras cilíndricas sobre intermediários do tipo esteticone fixados sobre o implante. Cada amostra possuía três componentes protéticos interconectados. Cinco espécimes foram fundidos em monobloco com liga de titânio e liga de cobalto-crômio. Em cada espécime, os testes foram conduzidos com parafusos hexagonais de titânio e com parafusos de ouro com fenda, separadamente, num total de 30 parafusos testados. As medidas nas interfaces foram feitas com microscópio óptico com 5 μ m de precisão. Após o seccionamento, os espécimes foram soldados a laser e novas medidas obtidas. Os autores concluíram que: o uso de diferentes ligas metálicas exerce influência nos resultados de adaptação; os parafusos com hexágono e fenda somente possuem o papel de fixar a prótese, e não melhoram a adaptação dos cilindros; e a posição do cilindro não afetou os valores de adaptação marginal.

Karl et al (2006), avaliaram, *in vivo*, por meio de extensometria, a quantidade de tensão produzida na prótese quando da instalação de próteses fixas implanto suportadas aparafusadas e cimentadas, com objetivo de avaliar a distorção que poderia comprometer adaptação passiva. Após a aprovação da pesquisa por um

comitê de ética, quatro grupos foram definidos (cinco amostras por grupo), com quatro tipos diferentes de próteses de cinco elementos sobre três implantes (ITI), confeccionados sobre um modelo de um único paciente: próteses cimentadas sobre pilares sólidos; aparafusadas confeccionadas com cilindros calcináveis; aparafusadas com cilindros de ouro; cimentadas retidas por pilares parafusados. Dois extensômetros foram colados nas regiões correspondentes aos pânticos (mesial e distal) de cada prótese, com o objetivo de medir as tensões que ocorrem durante a cimentação ou parafusamento da prótese. Os valores finais foram gravados para a análise. Os valores médios e o desvio padrão das tensões para cada extensômetro foram: Grupo 1: M $32,54 \pm 14,78$, D: $89,28 \pm 172,52$; Grupo 2: M $302,38 \pm 83,49$, D: $197 \pm 139,27$; Grupo 3: M $458 \pm 258,99$, D: $268 \pm 131,42$; Grupo 4: M $269 \pm 269,84$, D: $52 \pm 52,68$. Segundo o autor, embora as próteses fossem clinicamente aceitáveis, nenhuma delas revelaram um ajuste verdadeiramente passivo com microstrain zero. As próteses aparafusadas registraram níveis mais altos de tensão quando comparadas às próteses cimentadas.

Torres et. al (2006) analisaram testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes, observando o teste do parafuso único, aperto bilateral e com todos os parafusos apertados com torque de 10N. As desadaptações foram mensuradas na face vestibular e lingual através de microscópio ótico, com aumento de 15X. Os valores obtidos com o aperto alternado dos parafusos 1 e 5 resultaram nos dados de passividade. A média desses valores expressou o parâmetro denominado passividade média. Os valores obtidos com todos os parafusos apertados resultaram nos dados de desajuste vertical. A diferença desses valores possibilitou o cálculo do parâmetro denominado redução de desajuste. Os resultados obtidos demonstram que, para todos os metais em análise, houve diferenças estatísticas significantes entre as condições de aperto de um único parafuso, 1 ou 5, e todos os parafusos apertados. Contudo, não foram verificadas diferenças

no teste de passividade entre os apertos do parafuso 1 e 5. No teste de passividade, conforme se alterna o lado de aperto, as estruturas apresentam comportamentos opostos em relação ao tamanho dos desajustes verificados, os quais tendem a ser minimizados junto ao lado apertado e maximizados no lado oposto. Estes autores concluíram que:

- a) O teste com aperto de único parafuso em uma das extremidades é válido para verificação da passividade de estruturas metálicas para próteses sobre implantes;
- b) O teste com aperto padronizado de todos os parafusos com torque de 10Ncm simula a instalação da peça protética e pode fornecer valores experimentais mais precisos de desajuste vertical;
- c) A aplicação do teste com único parafuso bilateralmente possibilita o cálculo dos valores de passividade média;
- d) A diferença entre os valores de passividade média e desajuste vertical resulta nos valores de redução de desajuste;
- e) Os valores de redução de desajuste podem ser calculados em percentual, somando mais um parâmetro para o estudo aprofundado da adaptação marginal de próteses sobre implantes.

Jaime et. al (2007) avaliaram o efeito de retificadores na adaptação marginal de componentes UCLA calcináveis pós fundição em comparação a componentes UCLA com cinta usinada. A influência da fundição metálica e da sinterização da porcelana também foi analisada em dois diferentes grupos: grupo teste - 10 UCAs calcináveis fundidos e retificados com porcelana aplicada; grupo controle - 10 UCAs com a cinta usinadas, fundidas em liga nobre e submetidas à aplicação de

cerâmica e posterior sinterização. No grupo teste as mensurações foram realizadas antes e após o uso dos retificadores, e após a cerâmica aplicada. No grupo controle as mensurações foram realizadas antes e após a fundição e após a aplicação da cerâmica. O uso de retificadores reduziu a desadaptação marginal (de 25.68 μ m a 14.83 μ m; $p < 0.05$). Após a aplicação da cerâmica, os cilindros retificados apresentaram valores de desadaptação similares aos componentes pré-fabricados. A fundição dos componentes pré-fabricados alterou os valores de desadaptação. Não houve diferença estatística após a aplicação da cerâmica para todos os grupos.

Coelho et. al (2007) tiveram por objetivo desenvolver uma técnica para avaliar a distância entre o implante e o pilar em função do raio. Seis implantes com hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) e respectivos pilares foram aparafusados com torque de 20 N.cm. Os implantes foram fixados com resina epóxica assegurando posição perpendicular ao longo do eixo vertical. As distâncias foram registradas ao longo do implante/pilar em seis posições diferentes. Medições individuais foram relacionadas com a sua posição radial através das inferências trigonométrica. Micrografias ao longo das seções do implante mostraram uma desadaptação 300 μ m com relação ao intermediário. Todos os implantes apresentaram comunicação entre a região externa e interna dos pilares através da desadaptação deste ao implante. O resultado médio para o *gap* não foi estatisticamente significativo entre os implantes ($P > 0.086$). Os valores do *gap* encontrados variaram de 10 μ m a aproximadamente 250 μ m entre o implante e o intermediário, onde os valores maiores foram encontrados na região mais externa dessa junção.

Jaime (2007) comparou cilindros UCLA pré-fabricados e fundidos após o uso de retificadores na adaptação marginal e o efeito da fundição sobre esta utilizando microscopia ótica. O autor concluiu que o uso de retificadores reduz a desadaptação marginal que apresentaram

valores semelhantes aos UCLA pré-fabricados após a aplicação da cerâmica.

Torres et al (2007) compararam resultados de desadaptação de intermediários fundidos em titânio e duas ligas alternativas (Co-Cr e Ni-Cr-Ti). A desadaptação foi mensurada por meio de microscópio ótico. Referente a utilização dessas ligas metálicas na fundição dos intermediários, os autores concluíram que em nenhuma das 3 ligas foi observada a adaptação passiva dos pilares sobre os implantes.

Kano et. al (2007) afirmou que a desadaptação implante-intermediário pode promover um afrouxamento do parafuso, rotação do implante e fratura de componentes. Nesse estudo ainda, o autor comparou a influência da utilização de quatro diferentes tipos de liga para fundição de intermediários na adaptação destes sobre os implantes de hexágono externo. Foi utilizado intermediários de titânio, intermediários com cinta de paládio refundidos na mesma liga, intermediários calcináveis fundido em ligas de níquel-cromo, e intermediários calcináveis em ligas de cobalto-cromo. A avaliação do gap horizontal e vertical foi realizada em 8 sítios diferente sob uso de microscopia ótica utilizando um aumento de 150x. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Barbosa et al (2007) realizaram um estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. Foram utilizados cinco pilares do tipo UCLA calcinável, fundidos com titânio comercialmente puro. Para a avaliação do desajuste, foi utilizado um microscópio comparador (Mytutoyo, Japão) pela técnica do parafuso único, que consiste em apertar o parafuso em uma das extremidades e observa-se o assentamento na outra extremidade, para verificar a passividade das infra-estruturas. Após o torque em todos os parafusos avaliou-se um ponto central nas superfícies vestibular e lingual de cada pilar. Foram obtidas as médias e desta forma, obteve-se valores referentes ao desajuste vertical após o teste do parafuso único, bem como após o torque em todos os parafusos de pilares, sendo possível a

comparação dos valores encontrados pelos dois métodos. Para a análise fotoelástica foi confeccionada um modelo fotoelástico, e este foi levado ao polariscópio vertical (Mytutoyo, Japão) para verificação da ausência de tensões. As infra-estruturas foram instaladas no modelo inicialmente por meio do aperto de apenas um parafuso e em seguida sob o torque de 20N por meio do torquímetro manual sendo o conjunto levado ao polariscópio para realização da leitura das franjas fotoelásticas. Analisaram-se as tensões em quatro pontos tangenciando as regiões mesial e distal de cada implante. Para obtenção dos valores das franjas fotoelásticas utilizou-se o método de compensação de Tardy. Tiveram como resultado um alto nível de desajuste apresentado pelo lado desapertado após avaliação pelo teste do parafuso único, enquanto após o torque em todos os parafusos, a média caiu significativamente. Na avaliação fotoelástica pode-se observar uma grande quantidade de tensão gerada no modelo após o torque de todos os parafusos. De acordo com este estudo, pode-se concluir que diferentes metodologias utilizadas para avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante podem gerar diferenças quanto ao nível de desajuste, bem como diferentes interpretações quanto ao nível aceitável dos desajustes apresentados. O estudo relata que a diminuição dos desajustes das estruturas aparafusadas parece estar associada com o aumento de tensão na região ao redor dos implantes.

Oyague et al (2008) avaliaram a influência do tipo de liga metálica (Co-Cr, Ti e Pd-Au) na adaptação dos intermediários sobre os implantes utilizando microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que a liga metálica influencia na adaptação dos intermediários onde os pilares fundidos Co-Cr possuíram piores resultados de desadaptação.

Freitas et al (2008) afirmaram que o desenvolvimento das técnicas de fundição do titânio e da solda a laser trouxe, de uma forma geral, uma melhora nas propriedades físicas das peças protéticas,

principalmente quando se trata de carga imediata. Isso pode ser conseguido por uma melhora da resistência mecânica, pela diminuição do acúmulo de placa bacteriana na interface prótese-intermediário-implante ou, o mais importante, por uma melhor adaptação das infra-estruturas aos pilares, o que possibilitará uma diminuição da quantidade de tensões transmitidas aos implantes. Tudo isso resultará numa maior longevidade à reabilitação oral com a utilização de implantes osseointegrados. Mostrando-se preocupação com a adaptação e conseqüentemente uma melhor transmissão de forças.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar, *in vitro*, a adaptação marginal por meio da microscopia óptica, de cilindros pré-fabricados com cinta de Co-Cr comparados com cilindros calcináveis fundidos em Ni-Cr pelo método convencional e pela fundição por indução, com e sem o uso de retificadores e analisar por meio da extensometria a tensão ao redor do implante gerada com o uso destes componentes parafusados sobre os pilares tipo Micro-Unit.

Tendo como hipóteses nulas a serem testada, que:

- a) O método de fundição por indução possui uma melhor adaptação marginal e gera uma menor tensão no tecido peri-implantar e;
- b) A retificação melhora o ajuste marginal e este fato faz com que a tensão gerada seja menor.

4 MATERIAL E MÉTODO

Para poder avaliar a adaptação entre o cilindro e o pilar e a tensão periimplantar sofrida durante o aperto dos parafusos, foram utilizados cilindros pré-fabricados sobre o pilar Micro-Unit. Os grupos testes foram analisados com cilindros calcináveis e o grupo controle com cilindros calcináveis com cinta de Co-Cr.

Assim, a amostra total foi constituída de 36 cilindros (n=36) que foram parafusados sobre o componente tipo Micro-Unit (132081- Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) distribuídos nos grupos como se segue:

- **Grupo 1:** constituído por 12 cilindros calcináveis pré-fabricados com cinta em Co-Cr (Grupo Controle).
- **Grupo 2a:** constituído por 12 cilindros calcináveis fundidos pelo método convencional (maçarico) em liga de Ni-Cr (Durabond – MS- Sumaré/SP).
- **Grupo 2b:** foi constituído pelos mesmos 12 cilindros do grupo 2a após o processo de retificação.
- **Grupo 3a:** constituído por 12 cilindros calcináveis fundidos em liga de Ni-Cr (Durabond – MS- Sumaré/SP) pelo método de indução (Neutrodyn-Easyti Manfred, Torino, Itália).
- **Grupo 3b:** constituído pelos mesmos 12 cilindros do grupo 3a após o processo de retificação.

4.1 Confeção das infra-estruturas

Os cilindros avaliados no Grupo 1 (controle), não sofreram nenhuma modificação laboratorial para as mensurações (Figura 1).

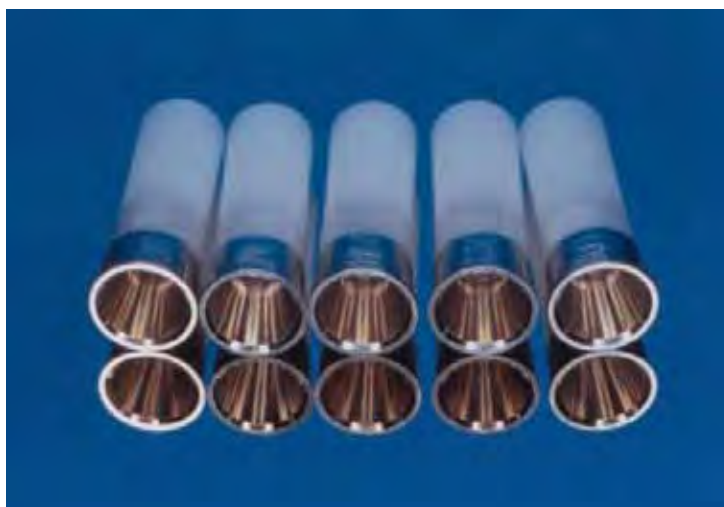


Figura 1 – Cilindros com cinta em Co-Cr – componentes do grupo 1 (controle).

Nos grupos 2 e 3 para avaliar o assentamento das infra-estruturas e verificar a tensão peri-implantar os cilindros calcináveis foram fundidos.

Os procedimentos laboratoriais nestes grupos foram os seguintes:

- Os cilindros foram unidos ao canal de alimentação por meio de *sprues* e introduzidos no anel de fundição;
- O revestimento (Bellavest SH – Bego – Bremen, Alemanha) foi espatulado inicialmente com uma espátula manual por 30s e depois num misturador a vácuo (Easy Mix – Bego – Bremen, Alemanha) por 60s. Foi mantido neste misturados por mais 30s.

- O anel de fundição foi preenchido sobre o vibrador, no nível mais baixo de vibração.
- Após a presa do revestimento o anel foi introduzido no forno a temperatura ambiente. O forno foi aquecido até 250°C durante 30 minutos. Depois foi elevada a temperatura a 900°C, e ficou mantido nesta temperatura por 30 min.

Após estes procedimentos cada grupo foi fundido pelo método escolhido.

As peças do Grupo 2 foram fundidas em Ni-Cr pelo método convencional (Figura 2).



Figura 2 – Cilindros Micro-Unit unidos aos canais de alimentação após a fundição (Fundição Convencional).

As peças do Grupo 3 foram fundidas pela técnica de fundição por indução (Figura 3).



Figura 3 – Cilindros Micro-Unit unidos aos canais de alimentação após a fundição (Fundição por indução).

- Foi realizada a remoção dos cilindros do revestimento com martelo pneumático e removido dos canais de alimentação com discos diamantados. Depois foi realizado o jateamento

4.2 Análise da adaptação marginal

4.2.1 Confeção do modelo experimental

Os dados de uma figura octogonal de 1 cm de lado e 4 cm de altura foram registrados em uma fresadora CNC para a usinagem de um bloco de nylon e obtenção da base para o implante.

Um implante cilíndrico de hexágono externo (Master Screw - 3,75mm de diâmetro X 10,0mm de comprimento; Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foi fixado 1mm acima do limite

da base de nylon pré-fabricada com formato octogonal para facilitar a visualização para as mensurações microscópicas (Figura 4).



Figura 4 – Cilindro e pilar Micro-Unit parafusados no implante fixado na base octogonal

A base octogonal ficou presa à morsa enquanto o pilar Micro-Unit foi conectado ao implante (Figura 5) apertando-se o parafuso com torquímetro eletrônico (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia) (Figura 6) empregando-se torque de 20N/cm.

Após o posicionamento do pilar foram aparafusados os cilindros com torque de 10N/cm e iniciaram-se as mensurações.

Foram utilizados dois pilares Micro-Unit, um para cada aperto de 6 cilindros.

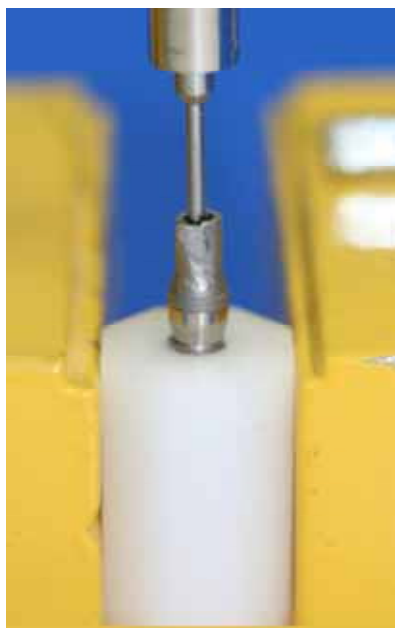


Figura 5 – Pilar sendo parafusado pelo torquímetro.



Figura 6 – Torquímetro eletrônico (Nobel Biocare Torque Controller TM, Gotemburgo, Suécia).

4.2.2 Leituras do microscópio

As mensurações foram realizadas utilizando-se microscópio óptico (Mitutoyo, Measuring Microscope MFA, Suzhavo, Japan) (Figura 7). Com uma lente de aumento de 20X, realizando assim as leituras com um aumento de 200X de magnitude.



Figura 7 - Mitutoyo, Measuring Microscope MFA, Suzhavo, Japan.

O octógono foi posicionado lateralmente na base do microscópio. A medida inicial foi realizada na face do octógono que possuía uma marcação (Figura 8). Para cada face do octógono foram realizadas 3 leituras em locais aleatórios para mensurar o desajuste vertical. Totalizando 24 leituras por corpo-de-prova.



Figura 8 – Posição do octógono no microscópio durante as leituras e marcação para a leitura inicial.

As leituras foram realizadas focalizando a parte final do cilindro fundido ou pré-fabricado, o software era zerado e era percorrida a fenda gerada até o pilar Micro-Unit. Onde a medida era verificada e registrada.

No Grupo 1 (controle) as leituras foram realizadas na fase inicial sem qualquer procedimento laboratorial. Nos Grupos 2 e 3 as leituras foram realizadas antes (Figura 9a e Figura 10a) e após a retificação interna dos componentes (Figura 9b e figura 10b). Formando os Grupos 2a e 2b e os Grupos 3a e 3b.

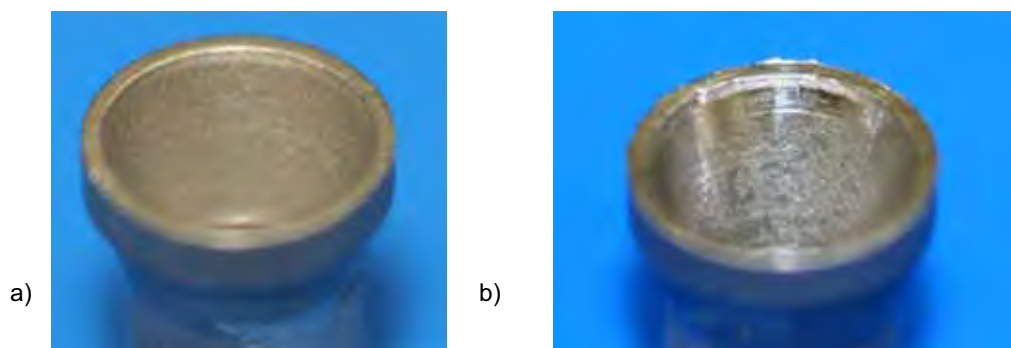


Figura 9 – Grupo 2 – a) cilindro antes da retificação; e b) após a retificação.

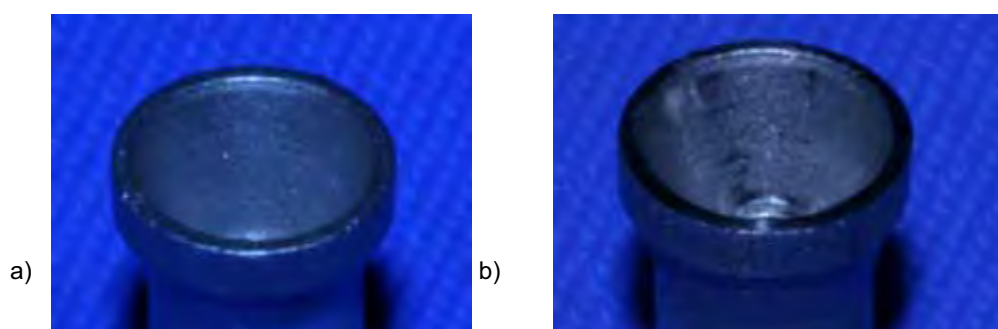


Figura 10 – Grupo 3 – a) cilindro antes da retificação; e b) após a retificação.

O processo de retificação interna dos cilindros foi realizado através do retificador de cilindros fundidos (Conexão Sistema de Próteses - São Paulo, Brasil). Os corpos de prova foram fixados em uma morsa e foram realizadas 05 voltas com a ponta retificadora. Uma nova ponta foi empregada para cada 03 componentes (Figura 11).



Figura 11 – Ponta retificadora conectada ao cabo para retificação de cilindros fundidos.

4.3 Avaliação da tensão peri-implantar

4.3.1 Confeccção do modelo experimental

Um bloco de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) foi confeccionado com o auxilio de uma matriz metálica pré-fabricada em aço inoxidável (Figura 12).



Figura 12 – Matriz metálica em aço inoxidável montada

O poliuretano foi escolhido, pois possui módulo de elasticidade (E) de 3,6Gpa, semelhante ao módulo do osso medular com densidade óssea de 50% (4,0Gpa). Não sofre alterações quanto submetidos a carga de 10N e 20N, assim não altera as mensurações analisadas. Possui propriedades elásticas uniformes (isotrópico) (Wiskott ; Belser, 1999).

A base e o catalisador do poliuretano foram misturados com medidas idênticas em uma cuba plástica com auxílio de uma espátula. Após a homogeneização, a matriz foi preenchida (Figura 13a) e esperou-se a polimerização final do material, caracterizada pela perda do brilho (Figura 13b).

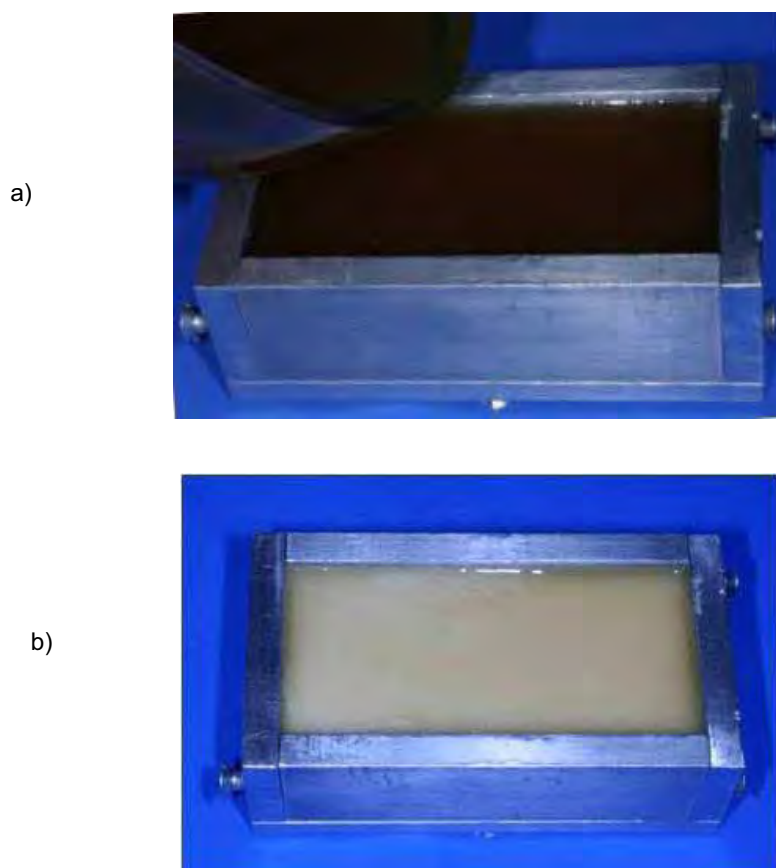


Figura 13 – a) preenchimento da matriz metálica; b) bloco de poliuretano polimerizando no interior da matriz.

Após a polimerização final do poliuretano, o bloco foi lixado com lixas d'água da granulação de 220 à granulação mais baixa de 600 para obtenção de uma superfície plana e lisa. A dimensão final do bloco foi de 9,5 cm de comprimento por 4,5 cm de largura e 2,0cm de altura.

O bloco foi fixado em uma fresadora (Fresadora 1000 – Bioart – São Carlos, Brasil). No bloco de poliuretano foi realizada uma perfuração com 10 mm de profundidade, preparada de acordo com o protocolo cirúrgico para uso clínico. Iniciou-se a perfuração com uma fresa tipo lança (Figura 14) seguida das fresas 2,0; piloto e 3,0; finalizando com *counter-sink* (Figura 15).



Figura 14 – Perfuração do bloco de poliuretano com a fresa tipo lança.

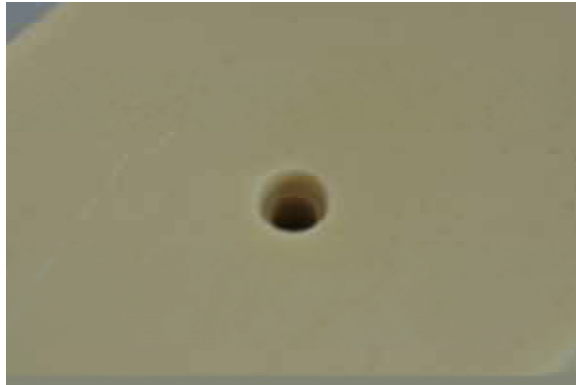


Figura 15 – Aspecto final do bloco perfurado após a fresa *counter-sink*.

Um implante cilíndrico de hexágono externo (Master Screw 3,75mm de diâmetro X 10.0mm de comprimento; Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), foi fixado ao bloco de poliuretano mantendo uma superfície contínua entre o bloco e a cabeça do implante (Figura 16).



Figura 16 – Implante fixado ao bloco de poliuretano

4.3.2 Mensuração da tensão peri-implantar

Para as medidas de deformação, quatro extensômetros (Strain Gauge PA-06-060CA-120L - Excel Sensores Ltda. – São Paulo, Brasil) foram colados ao redor do implante, distantes 1mm de sua plataforma, na superfície superior do bloco de poliuretano, com um adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder - Loctite, São Paulo, o Brasil), nas seguintes posições: 0°, 90°, 180° e 270° (Figura 17).



Figura 17 – Visão superior demonstrando a disposição dos “Strain gauges” no bloco de poliuretano, em relação à plataforma do implante.

O bloco de poliuretano ficou fixado na fresadora, e a mesa magnética ativada, fazendo com que não houvesse movimentação de nenhuma durante o ensaio. Para a realização do aperto dos parafusos foi utilizado um torquímetro eletrônico (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia) com um dispositivo articulado especialmente confeccionado para fixação do contra-ângulo junto à fresadora. Desta maneira todo o ensaio foi conduzido com a aparatologia fixa, sem a interferência do operador (Figura 18).

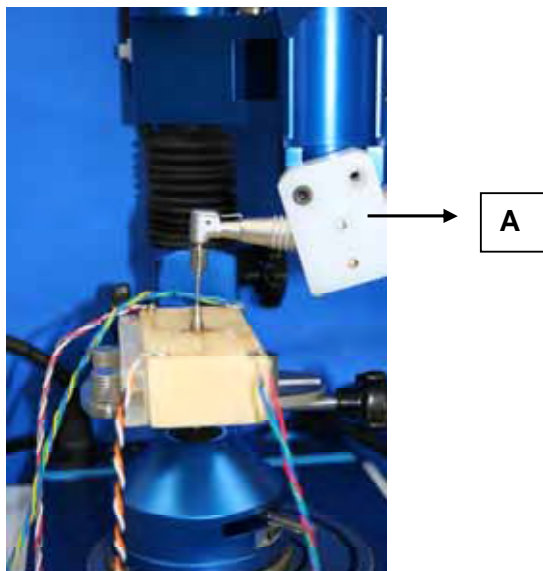


Figura 18 – Aparato para a elaboração dos ensaios. (A) Vista do dispositivo montado para a fixação do dispositivo contra-torque.

Inicialmente o pilar Micro-Unit foi parafusado com torque de 20N/cm. O aperto do parafuso do cilindro foi realizado primeiramente com a chave manual até a primeira resistência. Depois o contra-ângulo foi posicionado e o magnético do conjunto era ativado, fazendo com que o balanceamento e a calibração do extensômetro fossem realizados com todo o aparato em posição. Assim as leituras eram feitas somente da tensão gerada durante o aperto do parafuso, com 10N/cm.

Foram utilizados dois pilares Micro-Unit, um para cada aperto de 6 cilindros.

4.3.3 Extensometria

A extensometria, como técnica de medição de deformações ocorridas em materiais, é essencial para monitoramento dinâmico de estruturas sujeitas a carregamentos e tem no extensômetro elétrico ou *strain-gauge* seu instrumento principal. “Strain gauges” são pequenas resistências elétricas, que à mínima deformação ocorrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Comportam-se assim, como extensômetros, medindo a deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados. O sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, possibilitando a leitura em um microcomputador. Estes pequenos terminais de extensometria têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação que ocorra quando submetidos à ação de uma tensão (Rubo; Souza, 2001).

Durante o procedimento de aperto dos parafusos para fixação dos cilindros, os dados dos quatro sensores foram amplificados e transferidos empregando-se um amplificador de sinais (ADS 2000IP - Lynxx - São Paulo, Brasil) para então serem registrados e posteriormente analisados por um software especial (AqDados & AqAnalysis - Lynxx - São Paulo, Brasil) (Figura 11). A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em micro-deformação ($\mu\epsilon$), que equivale a mudança em comprimento do extensômetro dividido por seu comprimento original (1.52mm) e multiplicado por 10^{-6} . O aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 000\mu\epsilon$ de deformação, sem carga no modelo mestre.

Por meio de cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm - Multicabo – São Paulo, Brasil), os extensômetros foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (ADS 2000IP - Lynx - São Paulo, Brasil). Cada extensômetro formou uma ligação chamada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω , que é um circuito elétrico apropriado para detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Estas variações ocorrem em escala milionésima (μV) e, para serem adequadamente registradas, foram amplificadas pelo aparelho

condicionador que, além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado, realizou a sua conversão de analógico para digital (conversor A/D 16 bits - tempo de conversão: 12,5ms/canal).

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação pelo *software* de aquisição de dados (AqDados - Lynx - São Paulo, Brasil), responsável também pelo registro das informações. Instalado em microcomputador com processador *Pentium* III 1.1Ghz, 256MB de memória *RAM*, o *software* permitiu a gravação contínua dos dados diretamente no *hard disk* do computador. A análise e processamento dos dados foram realizados por um módulo independente que acompanha o *software* de aquisição (AqAnalysis - Lynx - São Paulo, Brasil) (Figura 19).



Figura 19 – Sistema de condicionamento e conversão do sinal, e software para aquisição, análise e processamento de dados. Amplificador de sinais (ADS 2000IP - Lynxx - São Paulo, Brasil).

5 RESULTADOS

Para melhor compreensão, optou-se por apresentar os resultados em duas partes distintas: análise da adaptação marginal e análise da tensão periimplantar.

5.1 Análise da adaptação marginal

Os valores médios obtidos pela microscopia óptica foram comparados com o grupo controle pelo teste Dunnett (Tabela 1)

Tabela 1 – Intervalo de confiança para o valor médio de diferença (95%) estabelecido na comparação do desajuste marginal entre os grupos experimentais em relação ao Controle (G1), por meio do teste de Dunnett

Grupos	Média	Limite inferior	Diferença	Limite superior	Valor crítico de comparação
1: G1 (Controle)	33,3				
2: G2a	61,9	-14,2	28,6*	43,0	14,4
3: G2b	26,1	-21,6	-7,1	7,3	
4: G3a	61,6	13,9	28,3*	42,8	
5: G3 b	28,7	18,9	-4,5	9,9	

Foi verificado pelo teste de Dunnett que as condições experimentais que diferem do G1 (controle) são G2a (*) (Figuras 20 e 21) e G3a (*) (Figura 22). E os grupos G2b e G3b não diferem do G1 (controle).



Figura 20 – Imagem do corpo de prova do Grupo 2 : a) cilindro fundido pelo método convencional e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 30X.

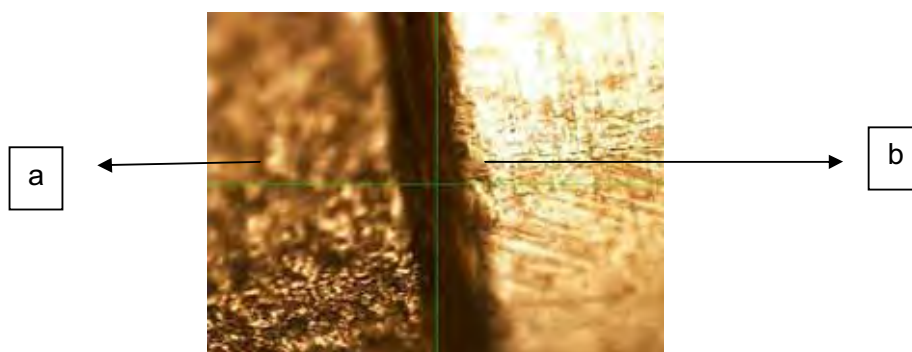


Figura 21– Imagem do corpo de prova Grupo 2: a) cilindro fundido pelo método convencional e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 30X

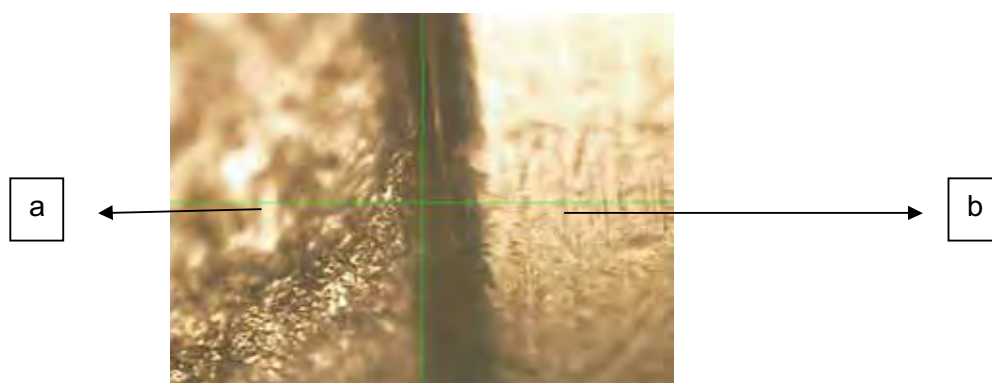


Figura 22 – Imagem do corpo de prova do Grupo 3 a) cilindro fundido por indução e b) pilar Micro-Unit. Aumento de 200X.

Tanto o G2a quanto o G3a possuíram uma desadaptação marginal maior que o grupo controle (G1). Após a retificação os resultados do desajuste ficaram semelhantes com o grupo controle.

A Tabela 2 apresenta a análise de variância referente aos grupos avaliados. Os valores médios (e desvio padrão) referentes ao desajuste marginal das infra-estruturas estão representados nessa tabela e no gráfico 1 (Figura 23).

Tabela 2 – ANOVA de medidas repetidas para os dados de desajuste marginal obtidos no MIC.

Efeito	GI	SQ	QM	F	P
MF	1	0,00220	0,00220	0,10	0,75259
Resíduo I	22	0,47570	0,02162		
TR	1	1,43158	1,43158	305,75	0,00001*
Interação	1	0,00603	0,00603	1,29	0,26880
Resíduo II	22	0,10301	0,00468		
Total	47	2,01582			

* $p < 0,05$

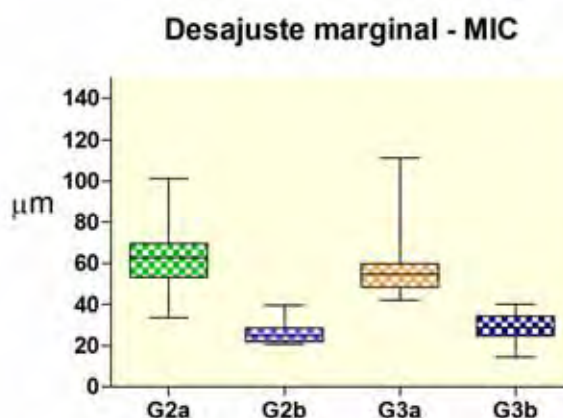
Por meio do teste RM ANOVA pode-se verificar que o efeito TR (Técnica de Retificação) é estatisticamente significativa, ou seja, a situação na Ausência ($61,86 \pm 16,59 \mu\text{m}$) de TR no desajuste marginal é maior do que na condição de Presença ($28,74 \pm 6,88 \mu\text{m}$) de TR. E que a variável MF (método de fundição) não apresenta diferença estatística.

Tabela 3 - Formação de grupos homogêneos quanto ao desajuste (μm) mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), para as quatro condições experimentais estabelecidas pelas variáveis experimentais método de fundição (MF) e técnica de retificação (TR)

MF	TR	Média (dp) (μm)	Grupos Homogêneos*
Convencional	Ausência	61,86 (16,59)	A
Convencional	Presença	26,12 (5,47)	B
Indução	Ausência	61,57 (22,69)	A
Indução	Presença	28,74 (6,88)	B

* médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

Figura 23 – Boxplot representando os valores de média e desvio padrão (μm) obtidos pela microscopia óptica



5.2 Avaliação da tensão peri-implantar

Com os valores obtidos pela extensometria foi efetuada uma comparação entre os grupos experimentais e o grupo controle pelo teste de Dunnett representado na Tabela 4.

Tabela 4 – Intervalo de confiança para o valor médio de diferença (95%) estabelecido na comparação da tensão obtida pela extensometria gerada entre os grupos experimentais em relação ao Controle(G1), por meio do teste de Dunnett

Grupos	Média	Limite inferior	Diferença	Limite superior	Valor crítico de comparação
1: G1 (Controle)	162,14				
2: G2a	185,78	-60,24	23,64	107,52	83,877
3: G2b	169,31	-76,70	7,17	91,05	
4: G3a	106,00	-140,02	-56,14	27,73	
5: G3 b	92,51	-153,51	-69,63	14,25	

Os grupos experimentais não diferem estatisticamente do controle (G1). Pois todas as diferenças obtidas são inferiores ao valor crítico de comparação.

Pode-se verificar pelo teste Anova (Tabela 5) e gráfico 2 (Figura 24), que a técnica de retificação (TR) não difere estatisticamente entre os grupos estudados. Já o fator método de fundição (MF) foi significativamente diferente estatisticamente entre os grupos. Para avaliar em qual dos grupos experimentais essa diferença foi efetiva, foi realizado o teste Tukey (Tabela 6).

Tabela 5 – ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação obtidos no Extensometria.

Efeito	GI	SQ	QM	F	P
MF	1	73712	73711,7	6,93	0,0152
Resíduo I	22	233955	10634,3		
TR	1	2715	2715,0	1,03	0,3217
Interação	1	32	31,7	0,01	0,9138
Resíduo II	22	58121	2641,9		
Total	47	368534			

* $p < 0,05$

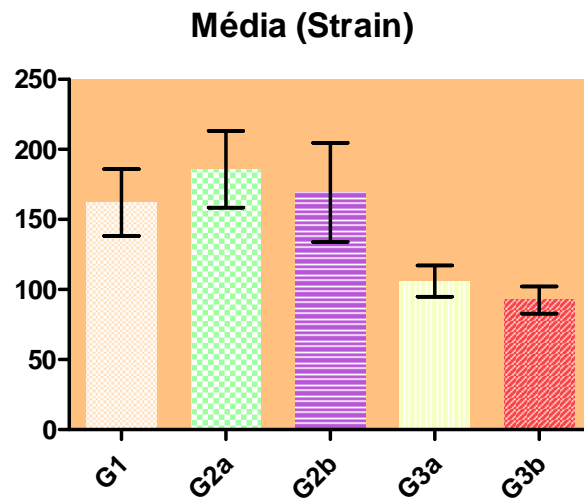
Tabela 6 - Formação de grupos homogêneos quanto a microdeformação (microstrain) mediante o teste de comparação múltipla de Tukey (5%), para as quatro condições experimentais estabelecidas pelas variáveis experimentais método de fundição (MF) e técnica de retificação (TR)

MF	TR	Média (dp) (μm)	Grupos Homogêneos*
Convencional	Ausência	185,42 (94,8)	A
Convencional	Presença	168,75 (122,2)	AB
Indução	Ausência	105,42(38,5)	AB
Indução	Presença	92,00(33,61)	B

* médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

Com o teste Tukey (5%) pode-se verificar que o método de fundição convencional ($185,42 \pm 94,8$)^A difere do método de fundição por indução ($92,00 \pm 33,61$)^B.

Figura 24 – Gráfico de barras com as médias e desvio padrão da microdeformação ($\mu\epsilon$).



6 DISCUSSAO

Desde o conceito de osseointegração ter sido instalado durante a Conferência de Toronto em 1982 a implantodontia esta sendo cada vez mais visada como uma opção de tratamento na odontologia.

A adaptação passiva das próteses sobre implantes é um fator fundamental para a obtenção do sucesso no tratamento com implantes osseointegráveis (Silva et al., 2007). Porém, apesar de passados 27 anos, ainda não existem um consenso sobre uma desadaptação aceitável entre prótese e as conexões (Waskewic et al., 1994; Hecker; Eckert, 1996; Kan et al.,1999; Riedy et al.,1997; Sahin; Cehreli, 2001; Taylor; Agar, 2002).

Mesmo com os avanços na tecnologia, os materiais e as técnicas empregadas na fabricação das estruturas protéticas para peças protéticas sobre implantes não são dimensionalmente ideais e exigem mais investigação e desenvolvimento; distorções dessas estruturas são inevitáveis e há uma grande dificuldade em alcançar um ajuste perfeito e passividade absoluta nas interfaces da prótese. (Sahin; Cehreli, 2001; Goosens; Herbst, 2003). É reconhecido que o encaixe passivo absoluto é inatingível. (Jemt, 1994; Sahin; Cehreli, 2001).

O quadro clínico e laboratorial são variáveis inerentes ao sucesso do tratamento e são os obstáculos para a obtenção uma melhor passividade efetiva. (Gulbransen, 1994; Kano, 1993; Hsu, 1993)

Diferentes nomenclaturas têm sido relatadas para descrever o desajuste entre o implante e seus componentes. Homes et al,

1989 definiram discrepância marginal vertical como o espaço mensurado paralelamente a trajetória de remoção da peça e discrepância marginal horizontal é o mesmo espaço considerado perpendicularmente a esta trajetória. Foi considerado também o termo sobre-extensão marginal, para a distância do *gap* marginal à margem da peça, e sub-extensão marginal, para a distância deste *gap* ao ângulo cavo-superficial do preparo. No presente estudo o espaço considerado com o desajuste foi: a diferença existente entre a margem do cilindro e a margem do pilar protético, que foi considerado como desajuste marginal vertical.

Preocupados com as desadaptações de infra-estruturas sobre implantes, decorrentes dos erros resultantes da transferência de moldagem dos implantes, que freqüentemente levam a procedimentos repetidos de secção e soldagem das infra-estruturas, Hussaini e Wong (1997), descreveram um método para confecção de um modelo de trabalho preciso, utilizando gesso de impressão, e compararam os resultados com os obtidos através da técnica convencional. Após análises microscópicas das interfaces entre a infra-estrutura e os pilares dos implantes, os resultados mostraram para o modelo proposto, desajustes de 20 μ m a 36 μ m e para o modelo convencional os desajustes variaram de 82 μ m a 139 μ m. Segundo os autores a precisão do modelo de trabalho provê ao clínico a decisão de instruir o laboratório que realize os procedimentos de secção e soldagem utilizando o modelo como guia, diminuindo dessa forma, tempo clínico e minimizando os inconvenientes ao paciente. No presente estudo as médias encontradas foram: grupo 1- controle – (33,3 μ m), grupo 2a (61,9 μ m), grupo 2b (26,1 μ m), grupo 3a (61,6 μ m) e grupo 3b (28,7 μ m); mostrando que após a retificação a média de mensuração ficou próxima ao modelo proposto pela literatura.

Ligas metálicas não preciosas de Ni-Cr e Co-Cr vêm sendo comumente empregadas na implantodontia. A popularidade destes metais não preciosos tem aumentado substancialmente devido às suas propriedades mecânicas vantajosas e ao alto custo das ligas nobres (Wu

et al., 1991). O uso de cilindros calcináveis com cinta de Co-Cr pré-fabricados reduzem os custos e poderiam manter os níveis aceitáveis de ajuste (Anusavice, 1996; Moraes et al., 2005). Com base no sucesso em longo prazo de ligas metálicas para próteses parciais fixas, o uso de Ni-Cr-Be em cilindros pré-fabricados, componentes sobre-fundidos com este material também poderiam reduzir os custos operacionais e ser utilizados para este fim (Anusavice, 1996).

Estas ligas possuem também excelente resistência à corrosão e alto módulo de elasticidade. Pelo fato de serem mais rígidas, estas ligas metálicas (com maior módulo de elasticidade que ligas áureas), permitem uma distribuição de estresse mais uniforme no interior da peça, reduzindo o risco de sobrecarga mecânica sobre os parafusos de sustentação da prótese. (Williams et al., 1990; Sertgöz, 1997). Estruturas de Co-Cr utilizadas em próteses implanto-suportadas determinaram menor perda de osso quando comparadas às ligas áureas utilizadas anteriormente (Hulterstrom; Nilsson, 1994).

Os fatores que contribuem para a distorção das fundições, comprometendo diretamente a adaptação marginal entre os componentes, incluem a fabricação dos cilindros em acrílico, as limitações dos processos de inclusão e das técnicas de fundição (Byrne et al., 1998), determinando resultado final bastante aquém do encontrado em peças usinadas.

No presente estudo os desajustes encontrados para o grupo controle com cinta de Co-Cr foi encontrada uma média de 33,3 μm , já para os grupos com fundição convencional com Ni-Cr o valor encontrado é de 61,9 μm e para fundição por indução o valor é de 61,6 μm .

Entretanto, componentes protéticos confeccionados por meio de fundições não oferecem um padrão regular de superfície metálica. Componentes usinados determinam estruturas protéticas com maior passividade quando comparados aos fundidos (Byrne et al., 1998). Estudos constatam que o ajuste na interface prótese/intermediário não é

tão satisfatório quanto o propiciado pelos cilindros usinados sobrefundidos em ligas preciosas (Vasconcellos, 2002). Por isso, as empresas do ramo vêm desenvolvendo equipamentos que visam diminuir esta desadaptação.

Um aparelho criado para auxiliar na redução do desajuste é o retificador. Retificadores de cilindros fundidos são instrumentos manuais que visam corrigir defeitos gerados durante a fundição e reduzindo os defeitos da instalação entre o pilar e o implante. (Campbell; Pelletier, 1992; Campbell et al., 1995; Zervas et al., 1999; Vasconcellos, 2005)

Aumentando a estabilidade mecânica dos componentes protéticos e reduzindo o espaço para o acúmulo e colonização bacteriana. Este dispositivo de comando manual foi desenvolvido apenas para pilares sem o dispositivo antirotational.

Os componentes fundidos utilizados neste estudo mostram maior desadaptação marginal nas interfaces cilindro/pilar protético, quando comparados aos componentes usinados, concordando com os estudos de Byrne et al. (1998). Isto pode ser reflexo das limitações das técnicas de inclusão e fundição como anteriormente salientado. Os resultados obtidos mostram que a desadaptação marginal após o uso de retificadores manuais nos componentes fundidos com Ni-Cr diminuiu significativamente quando comparada aos valores encontrados nas mensurações iniciais. Os valores obtidos para as médias em cada grupo foram: na fundição convencional, sem o uso de retificador 61,86 μ m. Já com o uso do equipamento esta média reduziu para 26,12 μ m. Na fundição por indução a média encontrada sem o uso do retificador foi de 61,57 μ m e com o uso do equipamento 28,74 μ m. Resultados próximos ao grupo controle (33,3 μ m). Isto comprova que o retificador auxilia na diminuição dos desajustes verticais nestas estruturas, demonstrando efeito positivo desta técnica sobre os cilindros fundidos com liga de Ni-Cr.

Na presente investigação, avaliação microscópica da discrepância marginal foi empregada para determinar as diferenças antes e após o uso de retificadores. As medidas foram obtidas posicionando as amostras sob o microscópio de forma que a área marginal da junção do pilar protético com o cilindro fosse visto de uma perspectiva diretamente perpendicular. Outros investigadores (Keith et al., 1999; Zervas et al., 1999; Hecker; Eckert, 2003; Koke et al., 2004) também empregaram esta metodologia. Ela permite a mensuração da discrepância marginal de uma forma não destrutiva, com leituras múltiplas das amostras. Embora existam muitos métodos tridimensionais para avaliar o ajuste das próteses às conexões, os equipamentos sofisticados requeridos para tal análise não estão prontamente disponíveis (Jemt; Lekholm, 1998; Hecker; Eckert, 2003).

Conduzir o aperto dos parafusos manualmente até que a primeira resistência embora fosse sugerido por Zervas et al. (1999), mostra dificuldade em padronizar os apertos. Com a preocupação de simular uma situação clínica e obter resultados próximos ao real, os pilares micro-unit eram torquados com 20N como recomendação do fabricante e os cilindros com torque de 10N; para que estes fossem analisados como em uma situação de carga no sistema.

Para Cheshire e Hobkirk (1996) é considerado que houve um perfeito ajuste quando, sem aplicação de forças todas as superfícies entre o implante e a prótese estão em íntimo contato e bem alinhadas. Estes autores estudaram *in vivo* desajuste vertical e horizontal de estruturas protéticas múltiplas instaladas sobre cinco implantes com torque padronizado em 10Ncm ou com aperto manual máximo dos parafusos. Concluíram que o aperto manual máximo dos parafusos pode reduzir desajustes no sentido vertical, mascarando clinicamente desajustes protéticos potencialmente prejudiciais. Porém, Gratton et al. (2001) demonstraram que valores demonstraram que torque inferiores ao

recomendado pelo fabricante resultam em maiores micromovimentações na interface pilar/implante.

Para realização do estudo, o parafuso foi apertado antes das mensurações para que os valores encontrados avaliassem tanto a adaptação marginal quanto o estresse gerado após a colocação da prótese. E para cada 3 componentes o parafuso era trocado para não haver deformação da rosca e prejudicar a análise do estudo.

Isa e Hobkirk (1995) estudaram o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Os resultados demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, mesmo com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a $10\mu\text{m}$. Neste estudo apesar de não apresentar diferença estatisticamente significativa, com um menor nível de desajuste, o estresse reduziu, diferentemente dos autores descritos acima.

Segundo Lang et al. (1999) o parafuso poderá afrouxar ou quebrar quando houver articulações instáveis entre as conexões protéticas e os implantes. O assentamento protético passivo, traduzido pelo perfeito encaixe entre componentes protéticos e implantes, é tido como um dos pré-requisitos mais importantes para a manutenção da estabilidade estrutural protética. Burguete et al. (1994) verificaram que encaixes perfeitos entre os componentes eliminariam as tensões estáticas, as quais poderiam determinar instabilidade significativa no sistema e conseqüente afrouxamento ou fratura de parafusos. Correlacionando a adaptação e a tensão gerada, pode-se observar que com uma diminuição da tensão quando se tinha uma melhor adaptação.

Estudos avaliando o desajuste vertical sobre as tensões transferidas aos componentes do implante e a interface osso/implante demonstram que há um relacionamento positivo entre o nível de desadaptação de estruturas protéticas e a intensidade das forças sobre

elas geradas (Millington, 1995; Uludamar; Leung, 1996). Já estudos *in vivo* analisaram a influência de desadaptações protéticas sobre a reabsorção óssea e não encontraram correlações significantes (Carr et al., 1996; Jemt; Book, 1996).

A presença de uma fenda entre o implante e o pilar pode causar desfavoráveis distribuições de tensões na conexão dos componentes, volume e ósseo. (Hecker; Eckert, 2003; Alkan et al., 2004)

Pesquisas clínicas de 3 anos a 5 anos de estudos relataram ligação do afrouxamento ou fratura do parafuso como uma complicação comum para próteses unitárias sobre implantes (Jemt et al., 1990; Scheller et al., 1998; Naert et al., 1992). Os autores especularam que a fenda entre o implante e o pilar pode ter uma significativa influência nestes resultados. (Laney et al., 1994; Henry et al., 1996). Assim, a perda de retenção do parafuso ou fratura está relacionada com o desajuste entre o pilar/implante (Binon, 1996; 1998; Turki et al., 2002; khraisat et al., 2002; 2004). Por isso, a precisão da adaptação passiva é uma das etapas mais discutidas, tanto na parte clínica quanto na laboratorial, sendo essencial para a correta distribuição das tensões que acometem os implantes e suas estruturas de suporte durante a função. (Silva et al., 2007). A acomodação das estruturas pode por si só gerar tensões que acabam se concentrando nos componentes do sistema ou ainda na interface osso/implante, resultando falhas relatadas na literatura. É de extrema importância saber os valores absolutos e percentuais de redução de desajuste, pois demonstram o assentamento forçado da peça protética durante a aplicação do torque. (Torres, 2006). De acordo com as evidências científicas atuais, apesar da eficácia tecnologia empregada na fabricação de próteses, um ajuste absolutamente passiva não pode ser atingido (Sahin; Cehreli, 2001).

Ausência do encaixe passivo na prótese sobre implante induz forças que podem ser deletérias aos implantes e seus respectivos componentes; podendo levar ao fracasso da prótese por fadiga e/ou

perda da osseointegração. (Rangert et al., 1989) É reconhecido que o encaixe passivo absoluto é inatingível (Jemt, 1994; Sahin; Ceherli, 2001)

O quadro clínico e laboratorial são variáveis inerentes ao sucesso do tratamento e são os obstáculos para a obtenção desta passividade efetiva (Gulbransen, 1994; Kano, 1993; Hsu, 1993).

A força para o aperto dos parafusos que sustentam a estrutura às conexões tem um efeito importante na mensuração vertical de desadaptações. Torquímetros manuais, mesmo com os menores valores de torque disponíveis (10N/cm), são capazes de mascarar consideravelmente desadaptações verticais na interface prótese-conexão (Jemt; Lekholm, 1998; Zervas et al., 1999; Guichet et al., 2000).

Rubo e Souza (2001) descreveram a extensometria como um método capaz de registrar com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. Glantz et al., (1993), afirmam que a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em implantodontia. Assim a extensometria é demonstrada como uma opção segura para a verificação da distribuição de cargas ao redor de um corpo.

Implantes osseointegrados suportando próteses fixas estão expostos a cargas dinâmicas e estáticas. As primeiras se devem à mastigação e podem atingir várias magnitudes. As segundas, por outro lado, podem ser induzidas pela tensão nos parafusos protéticos, quando estes suportam uma estrutura desadaptada (Burguete et al., 1994). Após ciclagem mecânica do conjunto parafuso/implante/pilar desfavoráveis distribuições de tensões (Bickford Jr, 1981) e diminuição da quantidade de torque foram encontradas. (Cibirka et al., 2001; Gratton et al., 2001)

Encaixes absolutamente perfeitos entre os componentes protéticos eliminariam virtualmente as tensões estáticas (Kallus; Bessing, 1994; Wee et al., 1999), as quais podem determinar desconforto aos

pacientes, instabilidade significativa no sistema e conseqüente afrouxamento de parafusos, fratura por fadiga dos componentes protéticos e perda óssea marginal ao redor do implante (Kallus; Bessing, 1994; Burguete et al., 1994; Jemt; Book, 1996; Watanabe et al., 2000; Guichet et al., 2000).

Com o uso da extensometria, os resultados obtidos mostram que os grupos experimentais não diferenciaram estatisticamente do controle. Estes dados puderam demonstrar que mesmo sem o uso de retificador, os cilindros fundidos por indução possuem uma tensão peri-implantar semelhante aos cilindros fundidos pelo método convencional onde o retificador foi utilizado.

Alguns estudos demonstraram claramente que há relacionamento positivo entre o nível de desadaptação de estruturas protéticas e a intensidade das forças sobre ela geradas. (Millington; Leung, 1995; Uludamar; Leung 1996)

Os componentes existentes no sistema de implantes facilitam o acúmulo e maturação da placa bacteriana e populações patogênicas podem ser transmitidas a partir de órgãos dentários ou de forma natural em implantes colocados em pacientes desdentados; assim, áreas retentivas para placa bacteriana devem ser evitadas no desenho do implante. (Lee et al., 1999; king et al., 2002; Adell et al., 1986). Pois a colonização por microorganismos patogênicos pode levar à inflamação peri-implantar (Quirynen et al., 1996; Jansen et al., 1997; Vigolo et al., 2000). Associado ao fato de que esta interface normalmente, localiza-se subgingivalmente, este acúmulo é facilitado, principalmente em pacientes com higiene oral inadequada (Jemt; LieE, 1993).

Gross et al. (1999) mostraram que o parafuso também permitiu a passagem de fluidos através da interface implante/pilar. Adell et al (1986) demonstraram em um estudo em animais que as células inflamatórias foram um achado comum no tecido moles peri-implantares. Brogini et al. (2003, 2006) demonstrou um pico de células inflamatórias

ao nível ou ligeiramente acima da interface implante/pilar. Os autores especularam que esse aumento na intensidade do processo inflamatório pode ser devido à adesão e proliferação de bactérias na fenda formada entre o implante/pilar durante a manipulação dos tecidos moles para a instalação do componente protético.

Assim, uma correta adaptação marginal, além gerar uma menor tensão nos tecidos peri-implantares, é responsável por gerar um menor nicho para o acúmulo de bactérias patogênicas que poderiam colocar em risco o sucesso do tratamento.

Portanto o uso de procedimentos que visem um melhor assentamento entre os componentes do implante deve sempre ser recomendado. Uma melhor adaptação parece estar ligada a diminuição de complicações biológicas e mecânicas. O cumprimento correto dos passos laboratoriais e das etapas clínicas é essencial para o sucesso do tratamento. E o uso de retificadores auxilia significativamente para que esta adaptação passiva seja de alguma forma conseguida.

7 CONCLUSÕES

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

- a) Não há diferença entre os métodos de fundições em relação à adaptação marginal. Tanto o método convencional (maçarico) quanto o método de fundição por indução apresentaram o mesmo nível de desadaptação (μm).
- b) A retificação dos cilindros fundidos em liga de Ni-Cr tanto pelo método convencional (maçarico) quanto o método de fundição por indução reduz significativamente a desadaptação marginal tendo resultado semelhante aos componentes usinados.
- c) O método convencional (maçarico) produz maior tensão (μE) que o método por indução.
- d) A tensão gerada ao redor do implante reduz após a retificação, porém essa diminuição não possui diferença estatística.

8 REFERÊNCIAS *

Abrahamsson I, Berglundh T, Moon Is, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. J Clin Periodontol. 1999 Sep;26(9):600-7.

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

Anusavice K.J. Phillips Science of dental materials. Philadelphia: W.B. Saunders; 1996.

Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over brånemark osseointegrated implants: a two-year report. Int J Periodont Restor Dent. 1994 Oct.; 14 (5): 405-19

Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: The Toronto Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996 May-Jun;11(3):311-21.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neves FD, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. Cienc Odontol Bras. 2007 Jan./Mar; 10(1): 84-89.

Beumer J, Lewis SG. Sistema de implantes: procedimentos clínicos e laboratoriais. São Paulo: Pancast; 1996. p.1-15.

Binon PP. The External Hexagonal Interface And Screw-Joint Stability: A Primer On Threaded Fasteners In Implant Dentistry.Qdt. 2000;23:91-105.

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Introducion in osseotintegration. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books; 1985.

* Baseado em:

International committee of medical journal editors uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: sample references [homepage na internet]. Bethesda: us nlm; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson TA. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago:Quintessence; 1987. p.350-12.

Brånemark PI, Svensson B. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum branemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res. 1995 Dec; 6(4):227-31.

Broggini N, Mcmanus Lm, Hermann Js, Medina Ru, Oates Tw, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res. 2003 Mar.;82(3):232-7.

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

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: part i- metal collar width. J Prosthet Dent. 1992;67(5):603-8

Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. J Prosthet Dent. 1995;74(5):476-81.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. J Prosthet Dent. 1996 Nov.; 76 (5): 500-9.

Costa EMV. Avaliação da distorção linear em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: fundidas em peça única e em segmentos soldados a laser e através da soldagem convencional (brasagem) [dissertação] UNESP – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos; 2001.

Castilho D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser [Dissertação] Usp Bauru, 2000.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Apr;15(2):249-57.

Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of nobel biocare implant superstructures. J Oral Rehabil. 1996 Nov.; 23(11): 782-9.

- Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007; 34; 508-16.
- Dinato JC, Polido WD. *Implantes Osseointegrados: Cirurgia E Prótese*. São Paulo, Artes Médicas, 2001, P. 139-167; 283-315; 465-77.
- Eklfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of singletooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr; 9(2):179-83.
- Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88. Review.
- Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I: clinical procedures. *J Prosthet Dent*. 1991 Sep;66(3):377-84.
- Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999 May; 81 (5): 537-52.
- Goossens IC, Herbst D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. *SADJ*. 2003 Aug.; 58 (7): 279-87.
- Gulbransen, H.J. current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 9 (4):472-3.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr.; 89 (4): 346-51.
- Holmes Jr, Bayne SC, Holland GA, Sulikw D. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989 Oct.; 62 (4): 405-8.
- Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of ulca abutments. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(3):169-74.
- Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 July/Aug.; 12 (4): 527-40.
- Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang Br. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996 Mar.; 75 (3): 314-25.

Jemt, T. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9 (4):471-2.

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

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DI. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in nonsubmerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002 Oct;73(10):1111-7.

Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Apr;13(2):127-32.

Lindhe, J. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral*. Rio De Janeiro, Editora Guanabara Koogan; 1999. p. 623-9.

Misch, C.E. *Implante Odontológico Contemporâneo*, São Paulo: Pancast; 1996 p. 678-705; 281-315.

Moraes LMC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Pereira APRV, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. *J. Appl. Oral Sci* 2005 Oct-Dec; 13(4):366-371.

Neves FD, Fernandes Neto AJ, Oliveira MR, Lima JHF. Seleção de intermediários para implantes branemark-compátiveis –Parte I : casos de implantes múltiplos. *Rev Bras Prot Clin Lab*. V.2, N.5, P.58-79. Jan/Fev. 2000.

Neves JB. *Implantodontia oral: otimização da estética – uma abordagem de tecidos mole e duro*. Belo Horizonte, Roma Editora; 2001. p. 335-49

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Sep-Oct;21(5):777-84.1,4,20,31,34.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces And Moments On Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Fall;4(3):241-7.

Renner AM. Fabrication Of Implant Overdentures That Are Passive And Biocompatible. *Implant Dent*. 2000; 9 (1): 96-101.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit Of Implant Frameworks Fabricated By Different Techniques. *J Prosthet Dent.* 1997 Dec.; 78 (6): 596-604.

Rodrigues Jr W, França FMG, Wassal T, Montebello Filho A. Analyzed of the marginal fit of coping manufacture. *RGO(Porto Alegre)* 2005 Jul-set; 53(3):226-231.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000 Dec.; 84 (6): 602-7

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applied to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev. Fob.*2001 Jul/Dez; 9(3/4):97-103.

Rubo JH, Santos Jr GC, Rossi EM, Dias A, Pegoraro LF. Evaluation of the marginal fit of cast and prefabricated cylinders on abutments for implant-supported prostheses. *Rev. Fac. Odontol. Bauru.* 2002 Out-Dec; 10(4):269-73.

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10 (2): 85-92.

Sertgöz A, Güvener S. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Jun;14(3):303-11.

Silva FGO, Costa ALC, Neves DM, Teixeira ML, Miranda ME. Evaluation of interface fit of brazilian abutment to brånemark system implants. *Implant News.* 2007 Mar-Abr; 4(2):183-189.

Simamoto Jr 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. *Cienc Odontol Bras* 2005 Jan./Mar.; 8 (1): 39-46

Taylor TD, Agar Jr. Twenty years of progress in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; 10(2):85-92.

Taylor TD, Agar Jr. Twenty Years Of Progress In Implant Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002 July; 88 (1): 89-95.

Toguedani EE. Comparative in vitro study of marginal adaptation between two abutments, machined ucla with gold cylinder and castable ucla, before

and after the over-casting and casting with aupd alloy ald also after porcelain firing, using the scanning. São Paulo; S.N; 2001. 108p.

Torres EM, Mattos MGC, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. *Cienc Odontol Bras* 2006 Jul./Set.; 9 (3): 32-40

Torres EM, Mattos MGC, Ribeiro RF. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. *Cienc Odontol Bras* 2006 Abr./Jun.; 9 (3): 32-40

Torres EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco - análise fotoelástica [dissertação] Ribeirão Preto: Faculdade De Odontologia De Ribeirão Preto – USP; 2005.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part ii: efficacy of the preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont*. 1996 Jan./Feb.; 9 (1): 16-20.

Vasconcellos DK. Controle da alteração dimensional térmica em estruturas metálicas de próteses sobre implantes: estudo in vitro. [dissertação]. Florianópolis: Universidade Federal De Santa Catarina; 2002. 64p.

Vasconcellos DK, Cardoso AC, Bottino MA, Magini RS, Andriani W Jr. High temperature dimensional alterations of implant supported frameworks. *Braz J Oral Sci*. 2005;4(12):689-94.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordiolig. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i ucla-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent*. 2000; 84(5):548-53.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9 (4): 405-11.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Mar-Apr; 15(2):209-18.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec; 10(6):429-44.

Wu Y, Moser JB, Jamenson L M, Malone WFP. The effect of oxidation heat treatment on porcelain bond strength in selected base metal alloys. *J Prosthet Dent.* 1991 Oct; 66(4) 439-444.

Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of threeunit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont.* 1999;8(3):171-9.

Gonçalves, MC. Analysis of stress distribution to the per-implant region and marginal fit of the implant-abutment interface in components type Micro-Unit with use of rectifier cylinder and with different casting techniques [dissertation]. São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2009.

ABSTRACT

The main point of this study was to evaluate, *in vitro*, the marginal misfit using the optical microscopy Co-Cr cylinders prefabricated compared with abutment cylinders cast in Ni-Cr conventional casting and by induction, with and without use of rectifiers and analyzed with strain gages around the implant generated with the use of these components bolted on the Micro-Unit abutments. 36 micro-unit cylinders were divided into 3 groups: G1 (control) - 12-pre-fabricated Co-Cr cylinders, G2 - 12 cylinders copings cast with conventional nickel-chromium (Ni-Cr) alloy, G3 - 12 cylinders copings cast method of induction in the Ni-Cr. For all groups were performed measurements at optical microscope with an increase of 200 times (200x) and performed the strain gages measurement. In the microscopic analysis were performed four readings for each side of the octagon in which the implant was installed. The gage was carried out during tightening of the screw with an electronic torque wrench drum in question after the implant to be properly positioned on the apparatus that guarantees that the torque was generated without any influence of the operator. Thereafter, the cylinders in groups 2 and 3 were rectified to form two sub-groups: G3B and G2b, which were further, analyzed using an optical microscope and the strain gages. The mean value and standard deviation found in the marginal discrepancy in the groups were: G1 (33.3 μm), G2a (61.86 + / -16.59 μm), G2b (26.12 + / - 5.47 μm), G3a (61.57 + / - 22.69 μm), G3B (28.74 +/-6.88 μm). Using Strain Gages were: G1 (162.14 μE), G2a (185.42 + / - 94.8 μE), G2b (168.75 + / -122.2 μE) G3a (105.42 + / - 38, 5 μE) G3B (92.00 + / - 33.61 μE). We concluded that the grinding of cylinders cast in the Ni-Cr using both conventional method and cast induction significantly reduces the marginal discrepancy, leading to similar pre-made cylinders. There was no difference between the methods of cast relation to the marginal misfit. In gage showed that the conventional method (torch) produced greater tension (μE) that the method of induction. The tension generated around the implant reduced after the correction, but this decrease has no statistical difference.

Keywords: Dental Implants, Prosthesis and Implants, Adaptation Marginal.