

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
CURSO DE ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA**

JÁDER MOREIRA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL DA INTERFACE IMPLANTE/ PILARES
UCLA COM CINTA METÁLICA DE CINCO MARCAS DISTINTAS:
ANÁLISE INTRA E ENTRE-SISTEMAS**

**BELÉM
2008**

JÁDER MOREIRA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL DA INTERFACE IMPLANTE/ PILARES
UCLA COM CINTA METÁLICA DE CINCO MARCAS DISTINTAS:
ANÁLISE INTRA E ENTRE-SISTEMAS**

Dissertação apresentada ao Curso de Odontologia da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. João Evandro da Silva Miranda

BELÉM

2008

Catálogo-na-Publicação
Biblioteca Prof. Dr. Francisco Gemaque Álvaro
Curso de Odontologia da Universidade Federal do Pará

Silva, Jader Moreira da

Avaliação do desajuste vertical da interface implante/pilares UCLA com cinta metálica de 05 marcas distintas: análise intra-e entre-sistemas. Jader Moreira da Silva; orientador, João Evandro da Silva Miranda. – 2008.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Pará. Mestrado em Odontologia, Belém, 2008.

1. Pilar-implante. 2. Prótese dentária. 3. Transmucosos 4. Implantes dentários. I. Título.

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

Belém, ___/___/___

Assinatura:

E-mail: moreirajader@hotmail.com

FOLHA DE APROVAÇÃO

SILVA JM. Avaliação do desajuste vertical da interface implante/pilares UCLA com cinta metálica de cinco marcas distintas: análise intra e entre-sistemas [Dissertação de Mestrado]. Belém: Faculdade de Odontologia da UFPA; 2008.

Belém, 28/04/2008

Banca Examinadora

1) Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof. Dr. Bruno Pereira Alves

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof. Dr. Sidney Sant'Clair Santos

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

A meu pai **João**

Por todos os esforços que fez na vida para me oferecer o melhor. Sua austeridade e seu amor são estímulos permanentes para conquistas maiores na vida.

A minha mãe **Reny**

Fonte da minha vida, do meu saber e da minha conduta no bem perante as dificuldades do mundo. Seu carinho, seu zelo e seu grande amor, me preenchem infinitamente.

A meus filhos **Alexandre, Gabriela e Eduardo**

Por serem a razão de minha existência. O amor que tenho por vocês não pode ser descrito em palavras.

Aos meus irmãos **Rejani e José Soares**

Por serem meus segundos pais nesta existência.

Dedico este trabalho!

AGRADECIMENTOS

Ao **Pai Celestial** agradeço de coração por oferecer-me a possibilidade de, nesta vida, ser odontólogo, professor e me conduzir aos caminhos do aprimoramento.

Ao **Prof. Dr. João Evandro da Silva Miranda**, meu querido orientador, pela paciência, estímulo constante e por me introduzir nos caminhos da pesquisa.

Aos Professores **Dr^a Suely Maria Santos Lamarão** e **Dr. João de Jesus Viana Pinheiro**, pela seriedade, transparência, compromisso e dedicação, ao coordenarem o curso.

Ao **Prof. Dr. Oscar Pessoa**, meu coordenador, meu professor, meu amigo, por confiar a grande responsabilidade de ser seu colega de trabalho.

Aos meus irmãos **Jairo, Reny Anne, Rosinéia, Joanielson, Junior e Rejani**, por serem meus melhores amigos. Vocês não sabem o quanto suas palavras de estímulo são importantes na minha vida. Me ajudam na busca de ser alguém melhor.

Aos meus queridos irmãos do Movimento Espírita em Castanhal, especialmente a **Naeli, Cantanila, Ivo Junior, Valéria, Marcos, Joyce, Mônica e Marcelo**. Estendam aqui minha sincera gratidão a todos os companheiros que de forma consciente ou não contribuíram comigo nesta jornada.

A **Gabriela Riet**, por estar presente com sua atenção, dispensando um apoio pessoal inestimável neste período de minha vida.

Ao **meu espírito protetor**, por me fazer lembrar sempre de minhas obrigações perante a vida.

Aos **meus alunos** por me ajudarem, a cada dia, na constante busca de ser um bom professor.

Aos **meus colegas de Mestrado**: Alysson Freitas, Arnaldo Zúniga, Diana Feio, Gabriella Matos, Gyselle Ribeiro, Juliana Melo, Leila Maués, Lucas Menezes, Luciana Rodrigues, Mário Moreira, Priscilla Figueiredo, Rafael Lima, Rodolfo Araújo, Tatiany Menezes e Thiene Normando. Conhecê-los, estar junto, trocar experiências e alegrias foi uma grande felicidade.

A minha escola, o CENTRO UNIVERSITÁRIO DO PARÁ – CESUPA, nas pessoas do Reitor **Prof. Dr. João Paulo Mendes**, Vice Reitor **Sérgio Fiúza de Melo** e Coordenador da área de saúde **Prof. Dr. João Paulo Mendes Filho**, por proporcionar a atualização constante de seus docentes, obrigado.

Aos meus **Professores João Pinheiro, Oscar Pessoa, Suely Lamarão, Fabrício Tuji, Bruno Alves, Regina Feio, Ana Cláudia Amoras, Patrícia Souza, Eliza Klautau, Antônio Nogueira, Haroldo Amorim e Regina Araújo**. Suas palavras e suas vivências estarão comigo sempre.

A **Wanda**, minha irmã do coração, agradecer a ti é pouco.

Ao **Prof. Dr. Cláudio Lamarão**, pelo apoio e dedicação tão presentes durante as leituras em microscopia eletrônica de varredura.

Ao **Prof. Dr. Cláudio Araújo** pela enorme contribuição quanto às análises estatísticas.

As empresas **Titanium fix** e **Conexão**, por fornecerem os componentes sem ônus para a pesquisa.

A empresa **Biomet 3i**, por conceder desconto significativo na compra dos componentes.

Aos **Professores Rodolfo Araújo e Gabriela Rocha**, pela atenção dispensada na revisão do texto.

Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.

Francisco Cândido Xavier

RESUMO

A adaptação passiva entre prótese e implante é fundamental para a longevidade de procedimentos reabilitadores através de implantes odontológicos. Diante disso, este trabalho teve como objetivo avaliar a adaptação na interface UCLA com cinta metálica e implante utilizando-se componentes de um mesmo sistema de implantes e combinações de componentes de diferentes sistemas, através de microscopia eletrônica de varredura. Componentes de 5 empresas foram utilizados: Biomet 3i, Conexão, Neodent, SIN e Titanium fix. Foram realizadas leituras nas interfaces direita e esquerda das várias combinações entre UCLA e implantes, com aumento de 300x. As médias de (des)ajuste vertical foram submetidas a análise estatística pelo teste Student-Newman Keuls, com significância de 5% ($p < 0,05$). Os resultados da análise intra-sistema mostraram desajuste estatisticamente significativo para o abutment UCLA SIN com cinta de ouro (desajuste médio $3,88\mu\text{m}$) comparando-se com os demais sistemas. Para a análise entre-sistemas, sugere-se que nem todas as combinações podem ser consideradas compatíveis relativamente ao desajuste vertical.

Palavras-Chave: Pilar-implante, Prótese dentária; transmucosos; Implantes dentários.

ABSTRACT

The passive adaptation between prosthesis and implant is fundamental to the longevity of rehabilitated procedures through dental implants. Thus, this study aims evaluate the adaptation on the UCLA interface with metallic band and implant using components of a unique implant system and combinations of components of different systems, through scanning electronic microscopy. Components from five enterprises were used: Biomet 3i; Conexão; Neodent, SIN and Titanium fix. Reading were done on the right and left interfaces of the different combinations between UCLA and implants, with rising of 300x. The average of vertical misfit were submitted to statistic analysis by Student-Newman Keuls test, with significance of 5% ($p < 0,05$). The results of the intra-system have shown statically significant misfit to abutment UCLA SIN with gold band (average misfit 3,88 μm) comparing with the other systems. In order to enter-systems analysis, It is suggested that nor all the combinations can be considered relatively compatible to vertical misfit.

Key-words: Implant-abutment, Abutment, Osseointegrated Implants, Prosthetic dentistry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Bloco de acrílico que serviu de base para o corpo de prova.....	21
Figura 2 -	Vista lateral do bloco de acrílico, evidenciando a marca de identificação esquerda (MIE) do corpo de prova.....	21
Figura 3 -	Inserção de resina acrílica incolor na perfuração onde será adaptado o implante.....	22
Figura 4 -	Implante posicionado no delineador para inserção no bloco de acrílico.....	23
Figura 5 -	Implante inserido no orifício do bloco de acrílico com auxílio de um montador adaptado.....	23
Figura 6 -	Implante posicionado no orifício do bloco de acrílico. Notar a adaptação feita na cabeça do montador no intuito de adaptar ao delineador.....	24
Figura 7 -	Desenho esquemático do corpo de prova contendo os cinco implantes de empresas diferentes.....	25
Figura 8 -	Implantes posicionados e com montadores acoplados no intuito de proteger as cabeças dos implantes.....	25
Figura 9 -	Corpo de prova metalizado.....	26
Figura 10-	Microsc. eletrônico de varredura utilizado na leitura das interfaces.....	27
Figura 11 -	Implantes e abutments UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN (SI-Au) posicionados junto aos implantes-----	28
Figura 12 -	Interface esquerda UCLA/Implante com aumento de 300x em microscopia eletrônica de varredura evidenciando perfeito ajuste vertical.....	29
Figura 13 -	Interface esquerda UCLA/Implante com aumento de 300x em microscopia eletrônica de varredura evidenciando desajuste vertical, mensurado através de linhas horizontais que tangenciam as bordas dos componentes.....	30
Figura 14 -	Análise intra-sistema	42
Figura 15 -	Interface UCLA CO-Au/Implante conexão.....	43
Figura 16 –	Interface UCLA TF-CoCr/Implante Titanium fix.....	43
Figura 17 -	Interface UCLA SI-CoCr/Implante SIN.....	44
Figura 18 -	Interface UCLA SI-Au/Implante SIN.....	44
Figura 19 -	Interface UCLA ND-Tilite/Implante Neodent.....	45
Figura 20 -	Combinação UCLA CO-Au/implantes.....	46
Figura 21 -	Interface UCLA CO-Au/Implante Titanium Fix.....	46
Figura 22 -	Combinação UCLA ND-Tilite/implantes.....	47
Figura 23 -	Interface UCLA ND-Tilite/Implante Titanium Fix.....	48
Figura 24 -	Combinação UCLA SI-Au/implantes.....	49
Figura 25 -	Interface UCLA SI-Au/Implante Titanium Fix.....	49

Figura 26 - Combinação UCLA SI-CoCr/implantes.....	50
Figura 27 - Interface UCLA SI-CoCr/Implante Titanium Fix.....	50
Figura 28 - Combinação UCLA TF-CoCr/implantes.....	51
Figura 29 - Interface UCLA TF-CoCr/Implante Neodent.....	51

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 - Resumo da análise de variância, com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes desadaptação entre componente e implante. 32
- Tabela 2 - Médias e desvios-padrão(DP) do desajuste vertical na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i , em μm), para os implantes em cada componente. 32
- Tabela 3 - Resumo da análise de variância, com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes aos desvios entre componente e im 33
- Tabela 4 - Resumo da análise de variância, para o desdobramento da interação com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes.. 33
- Tabela 5 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de ouro da empresa Conexão. 34
- Tabela 6 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de Tilita da empresa Neodent. 34
- Tabela 7 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN. 35
- Tabela 8 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de cromo/cobalto da empresa SIN. 35
- Tabela 9 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de cromo/cobalto da empresa Titanium Fix. 36

LISTA DE ABREVIATURAS

%	Porcentagem
µm	Micrômetro
300x	300 vezes
BT	Biomet 3i
Cm	Centímetro
CO	Conexão
CO-Au	Abutments UCLA com cinta metálica de ouro da empresa Conexão
CoCr	Cobalto-cromo
CV	Causa de variação
F	Liberdade
Fc	Estatística F
GL	Graus de Liberdade
MEV	Microscópio Eletrônio de Varredura
MIE	Marca de identificação esquerda
mm	Milímetro
MQ	Média dos quadrados
Ncm	Newton centímetro
ND	Neodent
ND-Tilite	UCLA com cinta metálica de tilite da empresa Neodent
QM	Quadrado médio
SI	SIN
SI-Au	UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN
SI-CoCr	UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo da empresa SIN
SNK	Teste de Student-Newmann Keuls
Sq	Somas e quadrado
SQ	Soma dos quadrados
TF	Titanium Fix
TF-CoCr	UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo da empresa Titanium Fix
UCLA	Pilar protético plástico calcinável para uso direto sobre implante

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA ADAPTAÇÃO EM IMPLANTODONTIA	4
2.2 CONSEQÜÊNCIAS DA DESADAPTAÇÃO	9
2.3 PILAR UCLA	10
2.4 ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DOS SISTEMAS DE IMPLANTES	15
3 PROPOSIÇÃO	17
4 MATERIAL E MÉTODOS	18
4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA	18
4.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA E POSICIONAMENTO DOS COMPONENTES	19
4.3 METODO DE LEITURA DAS INTERFACES NO MEV	25
4.4 ANALISE DAS MEDIDAS VERTICAIS DAS INTERFACES IMPLANTE E PILAR UCLA INTRA E ENTRE-SISTEMAS	27
4.5 DELINEAMENTO ESTATÍSTICO	29
4.4.1 Análise Intra-sistemas	30
4.4.2 Análise entre-sistemas	30
5 RESULTADOS	32
5.1 ANÁLISE INTRA-SISTEMAS	32
5.2 ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS	33
5.2.1 Resumo geral da desadaptação entre-sistemas	33
5.2.3 Combinação UCLA Neodent com cinta de tilite (ND-Tilite)/implantes	34
5.2.4 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de ouro (SI-Au)/implantes	35
5.2.5 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de cobalto-cromo (SI- CoCr)/implantes	35
5.2.6 Combinação UCLA Titanium Fix com cinta metálica de cobalto-cromo (TF- CoCr)/implantes	36
6 DISCUSSÃO	37
6.1 ANÁLISE INTRA-SISTEMAS	41
6.2 ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS	44
6.2.1 Combinação UCLA Conexão com cinta de ouro (CO-Au)/implantes	44
6.2.2 Combinação UCLA Neodent com cinta de Tilite (ND-Tilite)/implantes	46
6.2.3 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de ouro (SI-Au)/implantes	47
6.2.4 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de cobalto-cromo (SI- CoCr)/implantes	48
6.2.5 Combinação UCLA Titanium Fix com cinta metálica de cobalto-cromo (TF- CoCr)/implantes	50
7 CONCLUSÃO	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹	53
ANEXOS	58

1 INTRODUÇÃO

Nenhum outro procedimento protético/cirúrgico foi tão benéfico para o aumento da qualidade de vida de pessoas edêntulas, quanto o uso de implantes osseointegráveis, para o suporte de uma dentição artificial. A osseointegração revolucionou a prática da odontologia reabilitadora, através da criação de uma alternativa eficiente para as próteses odontológicas. Essa terapêutica representa, atualmente, uma evolução considerável na odontologia (CORREIA, 1999).

Os índices de sucesso protético, em torno de 90 a 99%, para os diferentes tipos de próteses sobre implantes, demonstram a consolidação de uma terapêutica de alta previsibilidade (KANO, 2004).

Tal desenvolvimento da implantodontia, favoreceu o surgimento de inúmeras empresas fabricantes de implantes, bem como de diferentes conexões pilar-implante, associadas às diversas formas de pilares, desenvolvidos para distintas situações clínicas. (NEVES et al., 2003)

Entretanto, alguns estudos demonstram elevado índice de complicações mecânicas, inerentes à união dos componentes protéticos ao implante, que levam frequentemente a falhas, principalmente, nos parafusos (afrouxamento ou fraturas) (KANO, 2004)

A diferença na distribuição de forças nos implantes osseointegrados, quando comparados aos dentes naturais, se deve à falta de movimentação dos implantes, decorrente da rígida conexão entre o implante e o osso (WEINBERG, 1993). Os pequenos movimentos encontrados nos implantes osseointegrados, são decorrentes da deformação dos parafusos de retenção do sistema e, também, da elasticidade do

tecido ósseo, sendo, portanto, de menor magnitude quando comparados às próteses convencionais sobre dentes naturais.

Desse modo, é de se esperar que, em uma prótese convencional, os dentes se movimentem para compensar pequenos erros de adaptação da peça protética, contudo, os implantes osseointegrados não mudarão de posição como resposta às forças que podem incidir sobre os mesmos, causados por erros de adaptação (NEVES et al., 2003).

A presença de uma pobre adaptação, resultado de uma combinação não adequada de componentes de diferentes sistemas, pode influenciar o prognóstico a longo prazo dos implantes, podendo apresentar, como implicações clínicas, a freqüente perda dos parafusos, fratura crônica dos mesmos, alta retenção bacteriana, reação tecidual e, até mesmo, a perda da osseointegração (BINON et al., 1994).

As diferentes soluções protéticas aumentaram o número de sistemas de implantes chamados compatíveis, mas existe uma dificuldade em prever a resposta biológica de um implante frente a estresses constantes, recomendando-se, em qualquer sistema utilizado, uma adaptação passiva (KANO, 1998).

A avaliação comparativa e detalhada dos diversos sistemas de implantes osseointegrados disponíveis e de seus respectivos índices de sucesso, deve fundamentar-se em critérios de sucesso, previamente estabelecidos, observados durante a análise (CORREA, 1999).

Os pilares plásticos fundíveis, de conexão direta com a superfície dos implantes osseointegrados, conhecidos como UCLA, em referência a Universidade da Califórnia (LEWIS et al., 1988), possuem extensa aplicabilidade clínica e baixo

custo (BYRNE et al., 1998; SILVEIRA JUNIOR et al., 2002; BARBOSA et al. 2007) fatores determinantes para a sua popularização no meio odontológico brasileiro (SIMANOTO JUNIOR et al., 2005).

Dessa forma, a análise do desajuste vertical existente entre os componentes comercializados no Brasil, tanto no que diz respeito às avaliações intra-sistema, quanto entre-sistemas, são necessárias e consideravelmente justificáveis, levando em conta a carência de tais estudos sobre componentes UCLA com cinta metálica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Este tópico objetiva apresentar referenciais teóricos que possam favorecer a percepção de algumas concepções e estudos, referentes à biomecânica da osteointegração, particularmente, direcionada para a adaptação e sua ausência quando se utiliza pilares UCLA com cinta metálica.

Alguns conceitos são originados de literaturas que abordam o tema de maneira específica. Entretanto, procuramos dar a essa discussão um enfoque mais abrangente, na busca de possíveis correlações para uma posterior discussão.

2.1 ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA ADAPTAÇÃO EM IMPLANTODONTIA

A interface implante/abutment é reportada como fator significativa na transferência de tensões, em respostas biológicas adversas ou complicações de restaurações protéticas (JEMT; BOOK, 1996).

Adaptação passiva é sinônimo de uma "adaptação ideal". Teoricamente, uma infra-estrutura deveria proporcionar uma adaptação passiva, o que causaria indução de tensão zero nos componentes de implantes e no osso adjacente, na ausência de cargas. Entretanto, uma adaptação realmente passiva é impossível de ser obtida, sendo um dos grandes desafios da odontologia (TAYLOR; AGAR, 2002).

Múltiplos fatores impedem que o conceito de adaptação passiva possa ser realizado em próteses sobre implantes, mesmo com o uso das mais avançadas estratégias. Entre vários fatores, pode-se destacar a falta de precisão dos componentes individuais. Entretanto, alguns estudos têm sugerido que é possível ocorrer tolerância biológica para desadaptação de próteses, sendo necessário a realização de testes clínicos prospectivos de longo prazo, para correlacionar

desadaptação protética e falhas entre implante e componente (WEE; AQUILINO; SCHNEIDER, 1999).

Porém, as especificações de fabricação podem variar significativamente entre os fabricantes. Entretanto, são viáveis os sistemas que exibem tolerâncias próximas, precisão excelente e consistência (BINON, 1995).

O apertamento do parafuso objetiva manter a união entre os componentes. Entretanto, durante a função, micro-gaps, podem ser formados na interface implante abutment, devido a um afrouxamento, favorecendo a invasão bacteriana, bem como problemas mecânicos (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001).

Jemt e Book (1996) em um estudo clínico retrospectivo, avaliaram em várias clínicas dos Estados Unidos e da Suécia, próteses sobre implantes com 1 e 5 anos de uso, concluíram que : 1) Nenhuma das próteses mensuradas apresentaram adaptação completamente passiva; 2) Distorções das próteses mostraram o mesmo padrão para os dois grupos de pacientes, indicando que semelhante distorção pode ser observada vários anos após a instalação da prótese, como o resultado de caráter anquilótico dos implantes osseointegrados. A média de perda de osso marginal foi de 0,5 e 0,2mm para os dois grupos, com uma distância máxima, de mudança de nível do osso marginal, de 2,9mm. Nenhuma correlação estatística ($P>0.05$) pode ser observada entre mudanças nos níveis de osso marginal e os diferentes parâmetros de desadaptação protética (JEMT; BOOK, 1996).

Sakagushi e Borgensen (1993), ao realizarem uma análise de contato entre as superfícies de abutments e implantes, verificaram que a aplicação de um torque simulado de 10Ncm no parafuso de retenção de ouro, resultou em uma ação de abraçamento da coroa sobre o abutment. O estresse foi distribuído a partir da base do ombro do parafuso para o ombro de suporte da coroa e, também, na união das

superfícies da coroa e do abutment. Quando o parafuso de retenção de ouro é apertado, tensões são desenvolvidas na base da cabeça do parafuso, o qual é suportado pelo ombro da coroa. Este modelo oferece a percepção do comportamento do parafuso de retenção de ouro junto à coroa, durante a aplicação da carga. Quando o parafuso é apertado durante a união com a restauração protética, forças de tração desenvolvem-se no corpo do parafuso, a partir do pescoço imediatamente abaixo da cabeça através das áreas rosqueadas. Logo após o apertamento do parafuso de ouro, ocorrem tensões compressivas na interface de assentamento, na cabeça do parafuso da coroa. O ajuste na interface coroa/abutment, alivia o estresse compressivo na cabeça do parafuso. Quando cargas assimétricas são aplicadas na ponta da cúspide, a coroa desloca-se em direção à carga. Nesse caso, se uma carga for aplicada na ponta de uma cúspide esquerda, a coroa rotaciona em direção anti-horária. Tensões compressivas ficam concentradas no canto da interface do abutment, com a coroa deslizando lateralmente. Em sentido oposto, a coroa desliza ao longo da superfície diagonal do abutment, resultando na separação, no sentido da superfície horizontal. Como a coroa rotaciona em sentido anti-horário, há uma separação entre a cabeça do parafuso e a coroa, no lado esquerdo, tanto na superfície vertical quanto na horizontal. O lado direito da cabeça do parafuso permanece em contato com a coroa, criando mais uma rotação anti-horária na cabeça do parafuso, correspondendo à rotação da coroa. Quando as cargas cíclicas são feitas na coroa, ocorre uma rotação à esquerda (anti-horária), a partir da aplicação da carga, seguida de uma recuperação à direita, com a remoção da carga. Estas cargas cíclicas assimétricas e a perda de carga na base da cabeça do parafuso de retenção de ouro contribuem para o afrouxamento do parafuso. Após o afrouxamento do parafuso, as

então aplicações de carga irão resultar em um acréscimo na rotação da coroa, que, por sua vez, colocam cargas maiores na cabeça do parafuso. Esse padrão pode, por fim, resultar em uma falha do parafuso na região imediatamente abaixo da cabeça do parafuso, onde os estresses estão concentrados (SAKAGUSHI; BORGENSEN, 1993).

Em sua revisão de literatura, Binon (2000) descreve que, em seu contexto original, os implantes hexagonais foram usados com finalidade de restaurar arcos completamente edêntulos. Todos os implantes uniriam-se, em conjunto, com uma superestrutura metálica rígida. A estabilidade a longo prazo, simplesmente, requer um ajuste preciso da infraestrutura e perfeita adesão aos princípios mecânicos básicos. Em casos de maior complexidade, próteses em disposição linear, edentulismo parcial e elementos unitários, a interface e seus parafusos de conexão são expostos a aplicações de cargas mais rigorosas. Estas deficiências foram, originalmente, notadas por Bränemark, que recomendou que as conexões tipo hexágono externo tivessem no mínimo 1,2mm de altura, para oferecer estabilidade tanto lateral quanto rotacional, particularmente em aplicações de elementos unitários. O desenho original de 0,7mm e seus incontáveis clones, entretanto, permaneceram imutáveis até recentemente, quando hexágonos mais largos e mais altos foram introduzidos. Complicações nas articulações dos parafusos de implantes hexagonais, consistem, primariamente, em afrouxamento do parafuso, sendo reportados na literatura em torno de 6 a 48%. As conseqüências da manutenção de uma geometria instável podem ser significativas na prática. Uma avaliação de próteses sobre implantes de hexágono externo em prática clínica privada reporta a incidência de perda do aparafusamento em próteses fixas e removíveis em 27% e 32%, respectivamente (BINON, 2000).

O surgimento dos implantes osseointegrados e seus componentes protéticos trouxera um maior conforto aos profissionais, no que diz respeito à adaptação marginal nos pilares. Os componentes pré-fabricados dos sistemas de implante eliminam a necessidade de moldagem fiel do pilar, diferente do que ocorre com os pilares dentários. (JEMT, 1996).

Entretanto, a passividade é mais crítica na implantodontia, pois tensões geradas por uma adaptação não passiva podem causar falhas mecânicas ou reações biológicas adversas (HAMATA et al., 2005).

Da mesma forma, Johansson et al. (1990) observaram que a ausência de fratura de parafuso de ouro, tido como a parte mais frágil do sistema, pode ser resultado da boa adaptação das próteses.

Isto ocorre porque a prótese, implantes e osso representam uma estrutura unificada capaz de distribuir as forças que são aplicadas sobre o sistema como um todo. Dessa forma, dependendo do desenho da prótese, a força máxima transferida para qualquer um dos parafusos será sempre menor que a força originalmente aplicada ao sistema. Entretanto, qualquer desalinhamento entre a prótese e o implante é capaz de produzir estresses internos na prótese, implantes e osso podendo levar o sistema a uma falha precoce frente às forças externas (SKALAK, 1983).

Carlson e Carlsson (1994) ressaltaram a importância da obtenção de próteses com adaptação passiva. Uma prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão, porém, não existe uma adaptação absolutamente passiva, já que todo aperto de parafusos gera uma certa deformação da prótese e ou do osso, induzindo algum estresse ao sistema.

Para Goll (1991) há uma grande dificuldade em se obter uma infra-estrutura com adaptação, já que todo passo da confecção de uma prótese implanto-suportada é crítico. O autor sugeriu algumas soluções para melhorar a precisão das próteses e reduzir alguns erros, sendo uma delas o uso de componente e s usinados, por apresentarem uma adaptação mais previsível.

Percebe-se, então, que um aspecto crítico que pode afetar a longevidade dos implantes é a maneira como os estresses mecânicos são distribuídos do implante para o osso, sendo essencial que nenhuma das estruturas sejam estressadas além de sua capacidade de fadiga a longo prazo (SKALAK, 1983).

2.2 CONSEQÜÊNCIAS DA DESADAPTAÇÃO

Vários estudos longitudinais observaram que a maioria das falhas nos tratamentos com implantes osseointegrados estavam relacionadas com a prótese (LEKHOLM et al., apud KANO, 2004).

Embora a desadaptação possa ou não ter um efeito na saúde e estabilidade da interface osseointegrada, é provável que a desadaptação seja uma causa consistente de falha de componentes mecânicos. As causas de afrouxamento e fratura de componentes é claramente multifatorial, mas deve-se assumir que a desadaptação da prótese desempenha um papel importante em complicações tais como fratura e desaperto do parafuso (TAYLOR, 1998).

Para Binon (1998), uma desadaptação entre os componentes implante/abutment/coroa poderá influenciar no prognóstico a longo prazo da terapia reabilitadora com implantes. As implicações clínicas, decorrentes desse encaixe pobre, seriam: perdas frequentes dos parafusos, fratura crônica do parafuso, alta

retenção de placa bacteriana, resposta adversa dos tecidos moles ao redor do implante e finalmente, perda da osseointegração. Em 1998, o mesmo autor citou como falha mais freqüente decorrente de desadaptação, o afrouxamento do parafuso de abutment de unidas ao hexágono externo de implantes.

Worthington, Bolender e Taylor (1987), também concluíram que a falta de adaptação entre prótese e implante é considerada a causa dos problemas mais comuns com próteses sobre implantes, tais como o afrouxamento ou fratura dos parafusos dos abutments.

Isto ocorre porque, em uma condição de boa qualidade óssea, a parte fraca do sistema será sempre o parafuso de retenção, considerado como o mecanismo de segurança do sistema (RANGERT; JEMT; JORNÉUS, 1989).

2.3 PILAR UCLA

A reposição de elementos unitários continua a ser um procedimento clínico complexo. Os clínicos devem considerar uma multiplicidade de fatores relativos ao paciente e modalidades de tratamento antes de estabelecer uma solução protética “ideal” ao paciente (GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001).

Embora o sucesso da integração biológica de implantes de elementos unitários pareçam similares àquelas de pacientes edêntulos totais, os problemas associados a integridade do parafuso de união do implante –abutment parecem ser ampliados (JEMT et al., 1996; JEMT, 1996).

Os modernos sistemas de implantes odontológicos compõem-se, basicamente, de três partes: o implante, o pilar parafusado ao implante e o dente que é cimentado ou parafusado ao pilar. Alguns casos, entretanto, não podiam ser

resolvidos com pilares pré-fabricados existentes. Algumas situações de angulação acentuada, espaços protéticos inter-oclusais limitados ou implantes posicionados muito superficialmente, tinham sua resolução comprometida estética e/ou funcionalmente (SILVEIRA JUNIOR et al., 2002).

Desta forma, a prótese implantada, inicialmente, foi elaborada de maneira que seus componentes fossem segmentados. Esta prótese segmentada é composta por três partes distintas: a primeira seria o implante; parafusado a ele, vem a segunda parte, o pilar intermediário (também chamado de cilindro intermediário ou transmucoso), sobre o qual estará conectada a terceira parte, que é a coroa propriamente dita (NEVES et al., 2003).

Alguns casos de reabilitação, no entanto, não podiam ser resolvidos com estes pilares pré-fabricados. Em algumas situações, em que a angulação do implante estava muito acentuada, espaços protéticos inter-oclusais limitados ou implante posicionado muito superficialmente, tinham sua resolução comprometida estética e/ou funcionalmente (MENDONÇA et al., 2001).

Para estes casos, foi desenvolvido, na Universidade da Califórnia, Los Angeles, em meados da década de 80, o pilar UCLA, constituído de um cilindro totalmente plástico que é conectado diretamente ao implante, sobre o qual, em laboratório, faz-se enceramento, fundição e aplicação de porcelana (LEWIS et al., 1988).

Em 1988, Lewis et al., pesquisadores da Universidade da Califórnia Los Angeles (UCLA) descreveram uma técnica desenvolvida para a confecção de restaurações implanto-suportadas diretamente sobre o implante, sem utilizar o pilar intermediário. O pilar denominado UCLA, em plástico calcinável, foi desenvolvido para ser utilizado como matriz de fundição, sendo eliminado juntamente com a cera

do enceramento, resultando em pilar fundido a ser fixado diretamente sobre o implante. Desta forma, o UCLA é, portanto, um componente protético que é conectado diretamente ao implante, eliminando-se, portanto, o componente intermediário.

Os mesmos autores complementaram: *“se pudéssemos utilizar materiais nas perspectivas de estética e espaço limitado por componentes de implantes, obviamente iríamos ter benefícios acentuados.”* Salientou ainda que *“Com esta base, foi hipotetizado que uma possível solução para problemas clínicos anotados previamente poderia ser resolvido se prendêssemos a restauração dental diretamente ao implante”*. Segundo os autores, esse componente proporciona estética, com a emergência da cerâmica subgingivalmente e a possibilidade de corrigir angulações do implante (LEWIS et al., 1988).

Lewis, Llamas e Avera (1992), reportaram através de um trabalho de publicação os vários usos do pilar UCLA, suas vantagens e desvantagens quando comparado com componentes convencionais. Apresentaram também os resultados de uma avaliação clínica de quatro anos de uso do pilar UCLA. Uma vantagem deste componente mencionada pelos autores é que a restauração confeccionada emerge desde os tecidos gengivais o que permite uma restauração mais estética. Os autores também comentaram que os processos de fundição são mais sensíveis tecnicamente, enquanto que os componentes pré-fabricados são mais precisos. Dessa forma, uma fundição com uma pobre adaptação, resulta em afrouxamento ou fratura do parafuso, e possibilidade de fratura ou perda do implante. Portanto, uma adaptação precisa é necessária neste tipo de componente. Relataram, também, os resultados de um estudo clínico de quatro anos utilizando este pilar sobre implantes Bränemark. Explicaram que problemas envolvendo distância

interoclusal limitada, estética, angulação e distância interproximal reduzida foram resolvidos; sendo que para 46 pacientes tratados com 118 pilares UCLA, a porcentagem de sucesso foi de 95,8%.

Enquanto que, no modelo inicial, tinham-se três peças, nesse tem-se apenas duas: implante e coroa. O desenvolvimento deste pilar, que representava praticidade e diminuição de custos, trouxe bastante controvérsia para as próteses implanto-suportadas. Apesar de suas vantagens, seu uso tem sido bastante criticado, já que etapas laboratoriais rotineiras podem induzir desajustes entre pilar e implante, que, por sua vez, potencializa o aparecimento de problemas mecânicos e/ ou biológicos (SILVEIRA JUNIOR et al., 2002).

Paralelamente, deve ser analisado o fato de que, comercialmente, não há interesse por parte dos fabricantes em aumentar a venda destes pilares plásticos, uma vez que os de titânio são mais caros e obrigam a utilização de mais duas peças: cilindro de ouro e parafuso de fixação, não necessários nos tubos plásticos tipo "UCLA". Soma-se a isto o problema econômico brasileiro, levando ao uso indiscriminado destes pilares (SILVEIRA JUNIOR et al., 2002).

O pilar UCLA original foi desenvolvido para próteses fixas e, portanto, apresentava-se sem um sistema de indexação, sendo que a sua superfície interna não possuía um hexágono para se encaixar no hexágono do implante (CORREIA, 1999).

Embora a base de assentamento dos implantes apresentarem hexágonos, em barras de próteses fixas, os hexágonos das bases da prótese não são importantes para o seu assentamento. Neste caso não há necessidade de evitar movimentos antirrotacionais. Além do mais, cada hexágono na base da restauração poderá somente produzir mais dificuldade para o assentamento da prótese. A base

hexagonal é necessária somente para o abutment UCLA de implantes unitários (LEWIS, 1994)

O abutment UCLA foi a primeira técnica popular para a fabricação de restaurações estéticas sobre implantes osseointegrados (LEWIS, 1994).

Existe uma preocupação, por parte de alguns autores, com relação à adaptação do pilar UCLA, principalmente o plástico, sobre a superfície do implante, quando comparada à adaptação conseguida com os pilares pré-fabricados em titânio (BYRNE et al., 1998, LEWIS, 2002).

A grande desvantagem do pilar UCLA é a desadaptação na interface com o implante, causada por procedimentos laboratoriais que levariam a afrouxamento do e/ou fratura do parafuso, bem como perda do implante e/ou fratura (BARBOSA et al., 2007;

MENDONÇA et al. (2001) afirmam que o desenvolvimento deste tubo plástico “UCLA”, representando praticidade e diminuição de custos, trouxe bastante controvérsia, pois etapas laboratoriais rotineiras poderiam induzir desajustes entre pilar e implante, potencializando o aparecimento de problemas mecânicos e/ou biológicos. Frente a esta problemática, seu trabalho teve como proposta, comparar, através de microscopia eletrônica de varredura, o ajuste vertical e horizontal na interface pilar/implante, de pilares de titânio ao pilar “UCLA”, após a obtenção das fundições, soldas e da aplicação da porcelana, comparando ainda as fases entre si. Vinte fotos com aumento de 500 vezes foram obtidas para os pilares de titânio e outras vinte para cada uma das fases. As medidas de desajuste vertical e horizontal foram feitas e submetidas a análise gráfica comparativa. Para o ajuste vertical ocorreram desajustes clinicamente importantes. O ajuste horizontal mostrou-se diferente para o pilar de titânio, em comparação ao plástico, em todas as fases.

Também houve significativa alteração entre as fases de fundição e solda. Concluíram, então, que existe risco em utilizar o pilar “UCLA” plástico e este será exacerbado pelo aumento do número de implantes em próteses múltiplas.

Byrne et al. (1998), consideraram que as causas prováveis das desadaptações analisadas em grupos de pilares UCLA plástico estavam relacionadas com os procedimentos de fundição e de acabamento e não aos ciclos de queima da porcelana.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) investigaram o comportamento dos parafusos de implantes e fadiga dinâmica, em função de vários torques de pré-carga aplicados em parafusos, quando testados sobre cargas cíclicas simuladas. Cinquenta restaurações sobre implantes tipo UCLA com cilindros de ouro, foram, aleatoriamente, identificadas em 3 grupos, de acordo com o torque que receberam (16, 32 e 48 Ncm). O grupo que recebeu cargas de 16Ncm exibiu grande micro-movimentação, comparados aos outros 2 grupos, concluindo que valores baixos de apertamento exibem grande instabilidade na interface abutment/implante.

SILVEIRA JUNIOR et al. (2002), concluíram que, em virtude do custo dos pilares UCLA, novas técnicas de fundição e soldagem devem ser feitas e testadas, objetivando viabilizar sua utilização, uma vez que teria grande aplicação social.

2.4 ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO DOS SISTEMAS DE IMPLANTES

Em 1999, Kan et al. revisaram vários métodos clínicos sugeridos para avaliação do desajuste marginal de infra-estruturas. Baseados em estudos prévios relatados, os autores destacaram que discrepâncias menores que 150µm são necessárias na busca de próteses implanto-suportadas que se adaptem

passivamente.

O surgimento, no mercado, de sistemas alternativos de implantes que alegam equivalência ao sistema pioneiro, Nobelpharma, e que representam uma alternativa atrativa, devido ao custo reduzido, maior flexibilidade protética e facilidade de obtenção, despertou o interesse em se avaliar a real compatibilidade desses sistemas, assim como, a consistência e precisão de torneamento de seus componentes (KANO, 1998).

JEMT et al., em 1996, preocupados em desenvolver sistemas fiéis e reproduzíveis para avaliar e mensurar a adaptação dos componentes de implantes, levaram alguns centros a desenvolverem os resultados de seu próprio sistemas de medição. Os autores apresentaram os resultados dos métodos e sistemas desenvolvidos para mensurar a adaptação na interface componente/intermediário.

Desta maneira, vários foram os estudos para avaliar a fidelidade nas interfaces de diferentes sistemas como os de Sorensen et al. (1991), Binon et al. (1995), Kano (1998) dentre vários outros pesquisadores.

Wee, Aquilino e Scheneider (1999) mostraram através de revisão de literatura de estudos sobre adaptação com de testes *in vitro*, que poucos métodos foram cientificamente comprovados no que diz respeito à melhora da adaptação. A maioria dos métodos mostrou discreta desadaptação entre componentes protéticos e implantes. Concluíram que vários fatores impediram que o conceito de adaptação passiva pudesse ser alcançado, mesmo com o uso de estratégias avançadas. A utilização de procedimentos precisos e o uso de estratégias avançadas continuam a ser o método recomendado para alcançar adaptação precisa da prótese sobre implante aos intermediários.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando-se a utilização de próteses parafusadas diretamente sobre os implantes que utilizam componentes protéticos tipo UCLA e a carência de trabalhos avaliando este tipo de pilar, este trabalho tem como objetivo:

1 - Avaliar o desajuste vertical na interface de pilares UCLA com cinta metálico e implantes, através de uma análise intra-sistema.

2 - Avaliar o desajuste vertical na interface de pilares UCLA com cinta metálico e implantes, através de uma análise entre-sistemas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Inicialmente foi estabelecido um pré-requisito básico para constituição da amostra deste trabalho: os sistemas a serem estudados deveriam ter componentes que pudessem ser considerados compatíveis com o sistema padrão Bränemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), ou seja, com Hexágono externo e plataforma regular, de acordo com as especificações dos fabricantes para esse tipo de plataforma.

Através da avaliação de catálogos buscou-se empresas que preenchiam o requisito acima.

Tais empresas foram contatadas por carta e e-mail para participarem do trabalho, sendo solicitados a cada uma os seguintes componentes:

- 01 implante de 3,75mmX10mm com plataforma protética de 4,1mm com hexágono externo;
- 05 pilares UCLA com colar metálico com hexágono e plataforma de 4,1mm, para cada tipo de liga metálica que a empresa comercializar;
- 05 parafusos de ouro ou de titânio com cabeça quadrada.

As empresas fabricantes de implantes e componentes protéticos selecionadas para a análise foram junto a seus respectivos componentes então descritos no quadro abaixo:

EMPRESA	IMPLANTE	UCLA	PARAFUSO
Biomet 3i (Vila Clementino – SP)	- Implante liso 10X3,75mm Plataforma 4,1mm Hexágono externo Ref.:ICE31	- UCLA 4,1mm com cinta em ouro e antirotacional. Ref.: GUCA	- Parafuso Quadrado de ouro Ref.:Parafuso Gold-Tite
CONEXÃO (São Paulo – SP)	- Implante liso 10X3,75mm Plataforma 4,1mm Hexágono externo Ref.: Master Scew 3.75	- UCLA 4,1mm com cinta em ouro e antirotacional. Ref.: 56022 (Ucla Gold)	- Parafuso Quadrado de ouro Ref.:121024
NEODENT (Curitiba – PR)	- Implante liso 11X3,75mm Plataforma 4,1mm Hexágono externo Ref.: 109.285 Cortical	- UCLA Tilitite 4.1 mm anti-rotacional, com cinta metálica (liga de Tilitite) Ref.: 118.121	- Parafuso Quadrado de Titânio Ref.:116.141
S.I.N Implant System (São Paulo – SP)	- Implante liso – 10x3,75 – plataforma 4,1mm – Hexágono externo – Ref: SUR3710	- UCLA 4,1mm com cinta em ouro e antirotacional Ref.: OUCLA 406	- Parafuso Quadrado de titânio Ref.: PTQ 2008
		- UCLA 4,1mm com cinta em cobalto-cromo e antirotacional Ref.: EUCLA 406	
TITANIUM FIX (São José dos Campos – SP)	- Implante liso 10X3,75mm Plataforma 4,1mm Hexágono externo Ref.:SP 410	- UCLA 4,1mm com cinta em Cobalto-Cromo e antirotacional Ref.:UCLA	- Parafuso Quadrado de titânio.

Quadro 1 - Empresas analisadas, seus respectivos componentes e suas especificações.

A empresa Biomet 3i forneceu apenas o implante. Os UCLAS, embora presentes em seu catálogo, não estavam disponíveis no mercado.

4.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA E POSICIONAMENTO DOS COMPONENTES

Foi confeccionado um bloco de acrílico cristal (Metalplacas, Belém PA) com as dimensões 5X3X1cm, com cinco perfurações de 4mm de diâmetro por 20mm de profundidade, distribuídas simetricamente e paralelamente umas das outras, acompanhando o longo eixo do bloco, com finalidade de facilitar a leitura ao microscópio eletrônico de varredura (Figura 1).

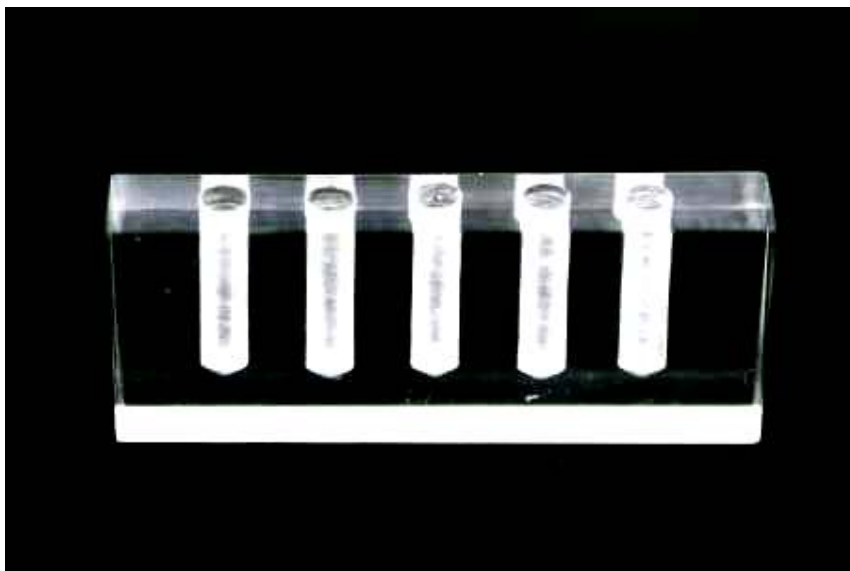


Figura 1– Bloco de acrílico que serviu de base para o corpo de prova.

Em uma das laterais do bloco de acrílico foi realizada uma marcação com uma ponta diamantada com finalidade de identificar o lado esquerdo do corpo de prova, que chamaremos de marca de identificação esquerda (MIE) (figura 2).

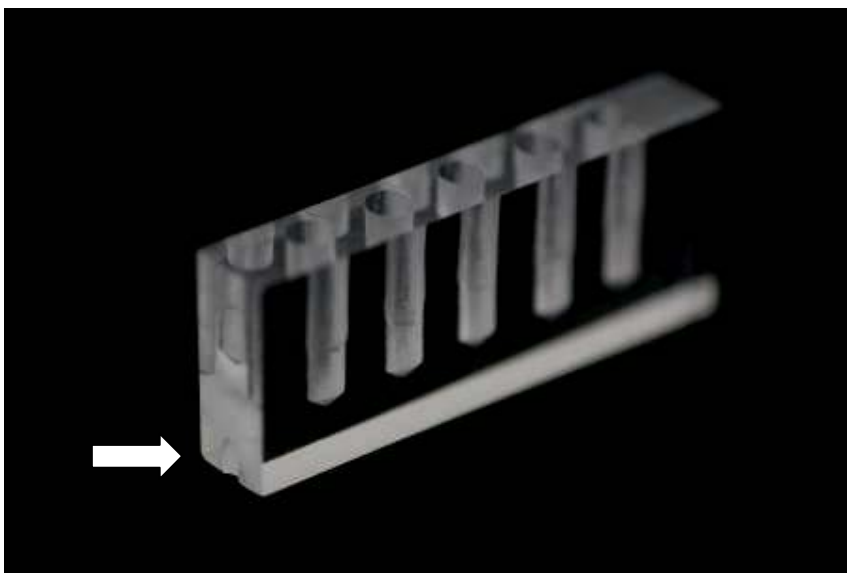


Figura 2 - Vista lateral do bloco de acrílico, evidenciando a marca de identificação esquerda (MIE) do corpo de prova.

Nas perfurações foram fixados os 5 implantes, tomando-se o cuidado de deixar exposto 1mm da margem da plataforma de assentamento para facilitar a leitura em microscopia eletrônica de varredura (MEV)..

O posicionamento dos implantes nas perfurações foi realizado com auxílio de um delineador e a fixação dos mesmos através de resina acrílica incolor pela técnica de Neelon (técnica do pincel), garantindo assim o paralelismo e estabilidade entre os 5 implantes para efeito de padronização das mensurações. A fixação dos implantes no delineador foi realizada através de uma adaptação na cabeça de um montador (S.I.N. - Implant System (São Paulo – SP)). Os implantes foram inseridos passivamente e sem rosqueamento, em direção aos orifícios do bloco acrílico (figuras 3, 4, 5 e 6).

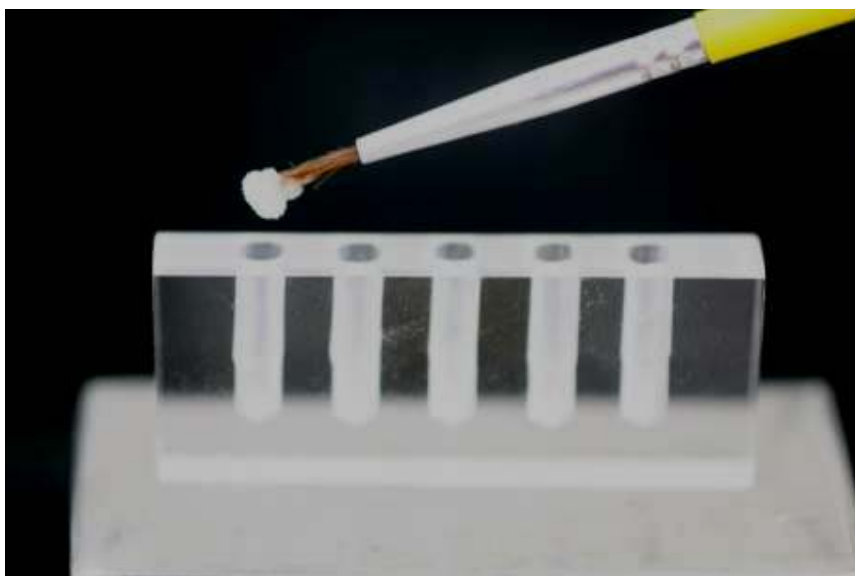


Figura 3 - Inserção de resina acrílica incolor na perfuração onde será adaptado o implante.

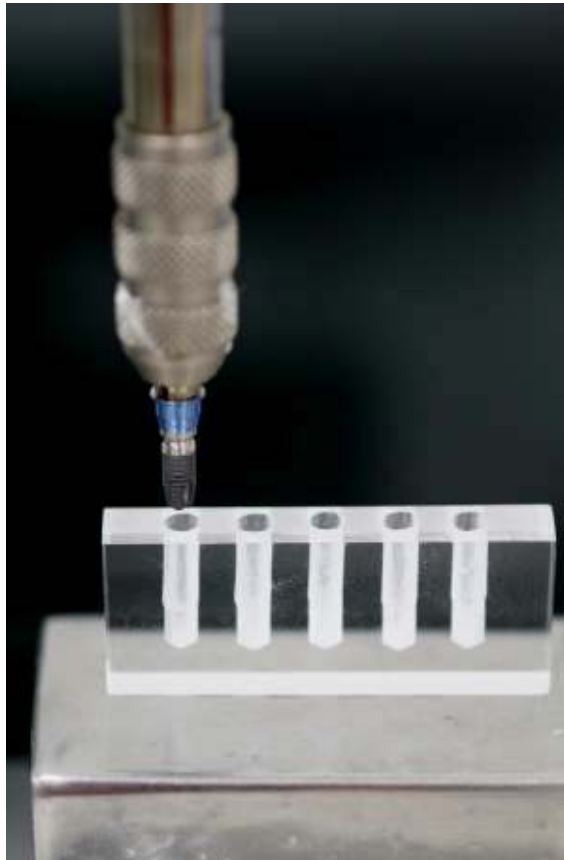


Figura 4 - Implante posicionado no delineador para inserção no bloco de acrílico.

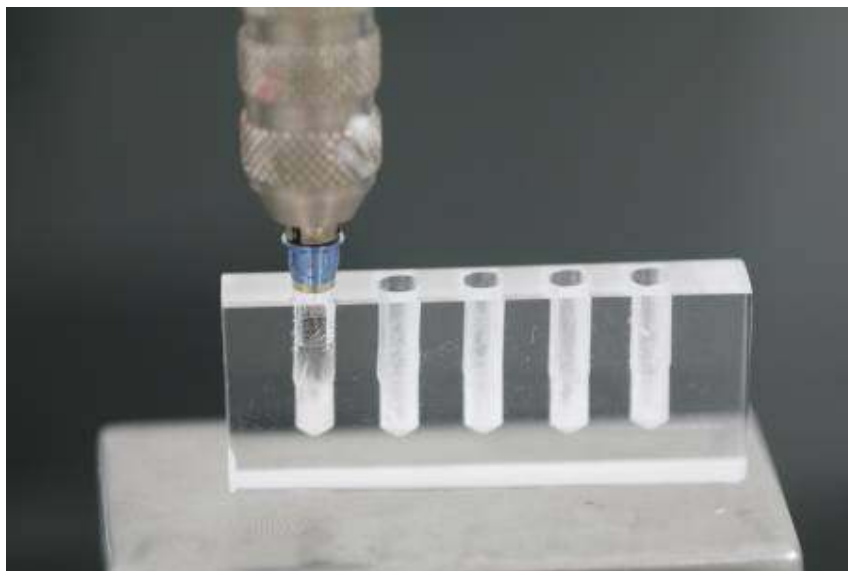


Figura 5 - Implante inserido no orifício do bloco acrílico com auxílio de um montador adaptado.

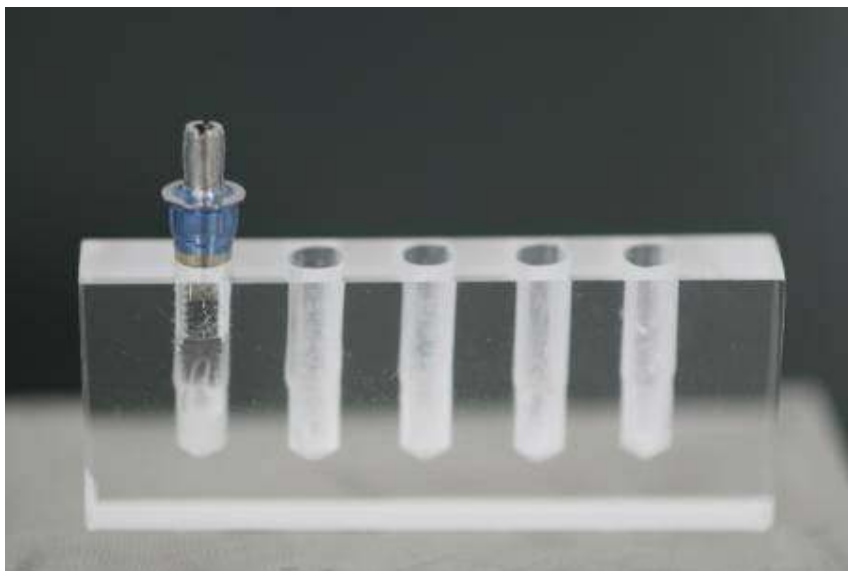


Figura 6 - Implante posicionado no orifício do bloco de acrílico. Notar a adaptação feita na cabeça do montador no intuito de adaptar ao delineador.

Para a identificação dos implantes foram realizadas as inserções considerando-se a disposição em ordem alfabética de acordo com os nomes das empresas fabricantes a partir do lado esquerdo do corpo de prova, que foi identificado a MIE. Desta forma, os implantes foram posicionados na seguinte seqüência: Biomet 3i (BT), Conexão (CO), Neodent (ND), Sin (SI) e Titanium fix (TF) esquematizados na figura 7. Após a inserção dos implantes, efetuou-se a proteção das cabeças com montadores (SIN – Sistema Nacional de Implantes – São Paulo – SP) no intuito de prevenir possíveis acidentes ou contaminações em suas margens (Figura 8).

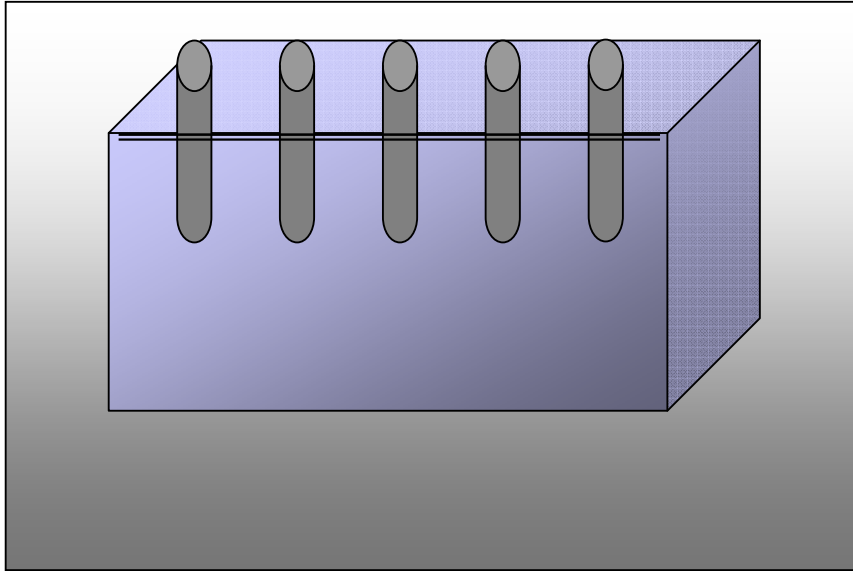


Figura 7 - Desenho esquemático do corpo de prova contendo os cinco implantes de empresas diferentes.



Figura 8 - Implantes posicionados e com montadores acoplados no intuito de proteger as cabeças dos implantes.

4.3 METODO DE LEITURA DAS INTERFACES NO MEV

Antes da leitura, o corpo de prova passou por um processo de metalização (figura 9) com o intuito de favorecer a dispersão do feixe de elétrons.



Figura 9 - Corpo de prova metalizado.

Para a verificação da interface dos pilares UCLA com cinta metálica junto aos implantes, definiu-se como critério de seqüência de instalação dos componentes a ordem alfabética de acordo com as iniciais das empresas fabricantes.

Foram realizadas as leituras em microscópio eletrônico de varredura modelo LEO 1430VP, o qual permite obtenção de imagens com ampliação entre 15 e 300.000 vezes, do Curso de Geociências da Universidade Federal do Pará (figura 10).



Figura 10 - Microscópio eletrônico de varredura utilizado na leitura das interfaces.

Em virtude de a empresa Biomet 3i não fornecer os componentes UCLA, foram posicionados e parafusados os abutments UCLA com cinta metálica de ouro da empresa Conexão (CO-Au) junto aos implantes, efetivados torques de 10Ncm com um torquímetro mecânico da empresa S.I.N. (São Paulo – SP) e no mesmo momento, o corpo de prova foi acoplado ao MEV para leitura.

Deve-se observar que o torque de 10Ncm levou em consideração a necessidade de realizar as análises tendo-se os componentes com um mínimo de aperto, que aproximasse de uma união passiva. Este torque é o menor apresentado pelos torquímetros mecânicos comercializados no Brasil.

Após a leitura das interfaces destes componentes os parafusos foram desparafusados e parafusados novamente para uma nova leitura. Em seguida os parafusos foram desparafusados e parafusados novamente para a terceira leitura.

Em seguida efetivou-se o mesmo processo de leitura substituindo-se os

UCLAs da empresa conexão pelos UCLAS com cinta metálica de tilite da empresa Neodent (ND-Tilite) , seguidos pelas empresas, SIN (UCLA com cinta metálica de ouro, SI-AU e UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo, SI-CoCr) e Titanium fix (UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo, TF-CoCr) respectivamente, obedecendo-se os mesmos critérios estabelecidos na primeira leitura (Figura 11).

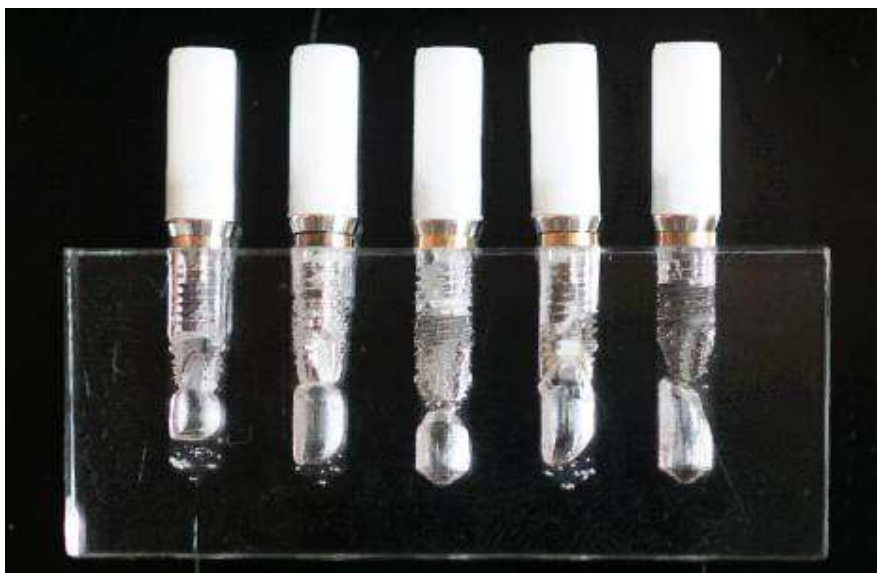


Figura 11 - Implantes e abutments UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN (SI-Au) posicionados junto aos implantes.

4.4 ANALISE DAS MEDIDAS VERTICAIS DAS INTERFACES IMPLANTE E PILAR UCLA INTRA E ENTRE-SISTEMAS

A análise do desajuste vertical na interface pilar UCLA/Implante foi padronizado de tal forma que a leitura foi feita pela face anterior do corpo de prova, tendo-se como referencial a MIE, com aumento de 300x nas laterais esquerda e direita de cada interface implante/UCLA.

A análise dos componentes ao MEV revelou diferentes configurações das margens dos UCLAS e dos implantes que se mostravam predominantemente arredondadas ou biseladas impedindo uma junção “topo a topo”

Em função disso, considerou-se como ajuste a ocorrência de contato íntimo na interface UCLA/implante, de tal forma que não havia espaço a ser medido e que recebeu o valor zero (figura 12). A configuração externa dos componentes não foi considerada.

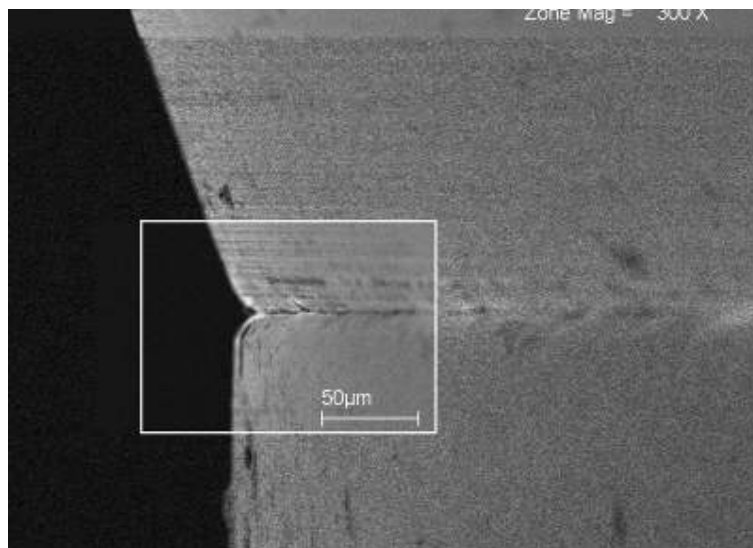


Figura 12 - Interface esquerda UCLA/Implante com aumento de 300x em microscopia eletrônica de varredura evidenciando perfeito ajuste vertical.

A ocorrência de um espaço na interface UCLA/Implante, visível ao microscópio através da ausência de contato entre as interfaces, definia a presença de um espaço entre os componentes, que evidenciou desajuste vertical. Este espaço, analisado de perfil, era medido em micrômetros (μm) com as interfaces paralelas. Da mesma forma, não se levou em consideração a configuração externa dos componentes. Esse desajuste foi medido em micrômetros (figura 13).

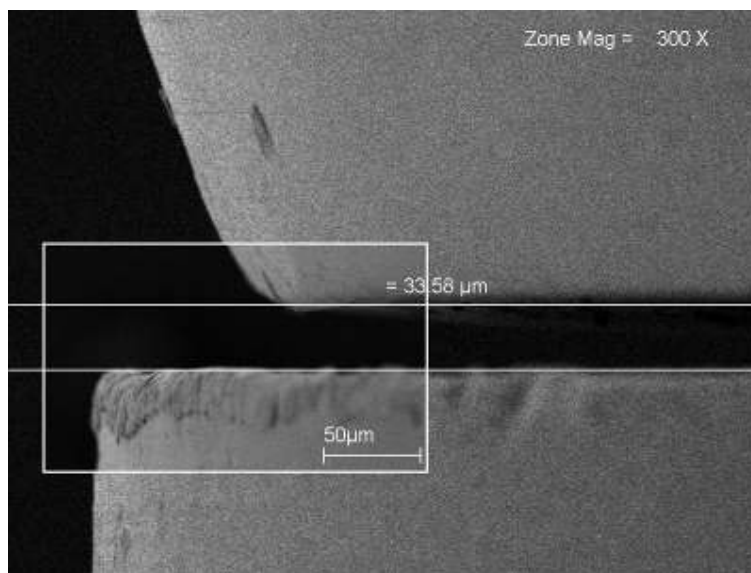


Figura 13 - Interface esquerda UCLA/Implante com aumento de 300x em microscopia eletrônica de varredura evidenciando desajuste vertical, mensurado através de linhas horizontais que tangenciam as bordas dos componentes.

As imagens obtidas foram salvas para ilustração durante discussão dos resultados.

Os dados foram coletados em uma tabela que permitia a visualização e tratamento estatístico dos resultados (Anexo I).

4.5 DELINEAMENTO ESTATÍSTICO

Os valores de desadaptação provenientes do uso de componente e implante de diferentes marcas, mensurados em μm , foram analisados pelo teste de Shapiro-Wilk, para testar se os dados aproximasse da distribuição normal. Com a rejeição da hipótese de nulidade os dados amostrais foram transformados para a escala logarítmica, no intuito de corrigir a ausência de normalidade, adicionando a constante 10. Posteriormente, foram realizadas análises estatisticamente para

comparação intra-sistema e entre-sistemas. Para todas as análises utilizou-se o programa Statistical Analysis System (SAS, 1990) adotando o nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

4.4.1 Análise Intra-sistemas

Para comparação da desadaptação entre tratamentos (componentes e implantes de mesma marca), os dados foram analisados estatisticamente por meio do seguinte modelo estatístico:

$$Y_{ij} = \mu + t_i + e_{ij}$$

onde:

Y_{ij} = valor para a variável aleatória em estudo referente a i-ésima repetição do j-ésimo tratamento;

μ = é o efeito da média geral;

t_i = efeito do tratamento i

e_{ij} = erro associado a cada observação.

4.4.2 Análise entre-sistemas

Os valores de desadaptação entre componente e implante de diferentes marcas, mensurados em μm , foram analisados estatisticamente por meio do seguinte modelo estatístico:

$$Y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + (\alpha\beta)_{ij} + e_{ijk}$$

Y_{ijk} = valor para a variável aleatória em estudo referente a k-ésima repetição da combinação da i-ésima marca do componente com a j-ésima marca do implante;

μ = é o efeito da média geral;

α_i = efeito do componente (por empresa, marca);

β_j = efeito do implante (por empresa, marca);

$(\alpha\beta)_{ij}$ = efeito da interação da i-ésima marca do componente com a j-ésima marca do implante;

e_{ijk} = erro associado a cada observação.

Para comparação de médias de desadaptação de implantes de diferentes marcas em cada marca de componentes, foi utilizado o teste de Student Newman Keuls (SNK), adotando o nível de significância de 5% ($\alpha= 0,05$).

5 RESULTADOS

5.1 ANÁLISE INTRA-SISTEMAS

O resumo da análise de variância para os dados referentes à desadaptação entre tratamentos (mesmas marcas de componente e implante), somados a constante 10 e transformados para a escala logarítmica [$\log(x+10)$], pode ser observado na Tabela 1. Observa-se que houve diferenças significativas para desadaptação entre tratamentos ($P < 0,01$).

Tabela 1 - Resumo da análise de variância, com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes desadaptação entre componente e implante.

CV	GL	S.Q.	Q.M.	Fc	P-value
Tratamento	4	0,4483	0,1121	9,91	<0.01
Resíduo	25	0,2829	0,0113	-	-
Total	29	0,7312	-	-	-

Verificou-se, pelo teste de Student Newman Keuls (SNK, Tabela 2), que, com exceção da marca SI-Au, todas as demais promoveram ajuste perfeito (sem desadaptação).

Tabela 2 - Médias e desvios-padrão(DP) do desajuste vertical na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i , em μm), para os implantes em cada componente.

Tratamentos	Log (X_i+10)			X_i	
	Média		DP	Média	DP
CO	2,30	a ⁽¹⁾	0,00	0,00	0,00
ND	2,30	a	0,00	0,00	0,00
SI.AU	2,60	b	0,23	3,88	3,02
SI.Cr.Co	2,30	a	0,00	0,00	0,00
TF	2,30	a	0,00	0,00	0,00

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os tratamentos, não diferem entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

5,2 ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS

5.2.1 Resumo geral da desadaptação entre-sistemas

O resumo da análise de variância para os dados referentes a desadaptação entre componente e implante, transformados para a escala logarítmica, pode ser observado na Tabela 03.

Tabela 3 - Resumo da análise de variância, com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes aos desvios entre componente e im

CV	GL	S.Q.	Q.M.	Fc	P-value
Componente (C)	4	1,3102	0,3275	6.69	<0.01
Implante (I)	4	12,4645	3,1161	63.64	<0.01
C*I	16	9,4536	0,5908	12.07	<0.01
Resíduo	123	6,0222	0,0489	-	-
Total	147	27,8890	-	-	-

A tabela 04 mostra o resultado do comportamento da variação da adaptação dos implantes em cada marca de componente

Tabela 4 - Resumo da análise de variância, para o desdobramento da interação com causa de variação (CV), graus de liberdade (GL), somas e quadrado (SQ), quadrado médio (QM), estatística F (Fc) e probabilidade associada ao teste F (P-value), para dados referentes

CV	GL	S.Q.	Q.M.	Fc	P-value
CO-Au	4	4,9961	1,2490	25,51	<0.01
ND-Tilite	4	6,7443	1,6861	34,44	<0.01
SI.Au	4	2,2751	0,5687	11,62	<0.01
SI-CoCr	4	4,9409	1,2352	25,23	<0.01
TF-CoCr	4	2,0079	0,5019	10,25	<0.01

5.2.2 – Combinação UCLA Conexão com cinta de ouro (CO-Au)/implantes

A tabela 05 expressa a desadaptação média e o desvio padrão na escala logarítmica e nos valores originais, obtidos em μm , bem como, a significância estatística pelo teste Student Newman Keuls (SNK), a partir da combinação dos componentes UCLA com cinta metálica de ouro da empresa Conexão (CO-Au).

Tabela 5 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de ouro da empresa Conexão.

UCLA	Implante	Log (X_i+10)		Xi	
		Média	DP	Média	DP
CO-Au	CO	2,30	b ⁽¹⁾	0,00	0,00
CO-Au	SI	2,42	b	0,30	1,86
CO-Au	BT	2,49	b	0,30	2,65
CO-Au	ND	2,55	b	0,28	3,34
CO-Au	TF	3,44	a	0,46	24,13

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os implantes em cada componente, não diferem entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

5.2.3 Combinação UCLA Neodent com cinta de tilite (ND-Tilite)/implantes

A tabela 06 expressa a desadaptação média, e o desvio padrão na escala logarítmica e nos valores originais obtidos em μm , bem como a significância estatística pelo teste Student Newman Keuls (SNK), a partir da combinação dos componentes UCLA com cinta metálica de tilite da empresa Neodent.

Tabela 6 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de Tilite da empresa Neodent.

Componente	Implante	Log (X_i+10)		Xi	
		Média	DP	Média	DP
ND-Tilite	ND	2,30	c ⁽¹⁾	0,00	0,00
ND-Tilite	CO	2,40	bc	0,16	1,20
ND-Tilite	BT	2,60	bc	0,23	3,88
ND-Tilite	SI	2,73	b	0,06	5,50
ND-Tilite	TF	3,84	a	0,07	36,73

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os implantes em cada componente, não diferem entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

5.2.4 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de ouro (SI-Au)/implantes

A tabela 07 expressa a desadaptação média e o desvio padrão na escala logarítmica e nos valores originais obtidos em μm , bem como a significância estatística pelo teste Student Newman Keuls (SNK), a partir da combinação dos componentes UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN (SI-Au).

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de ouro da empresa SIN.

UCLA	Implante	Log (X_i+10)		Xi		
		Média	DP	Média	DP	
SI-Au	CO	2,48	b ⁽¹⁾	0,27	2,35	3,66
SI-Au	SI	2,60	b	0,23	3,88	3,02
SI-Au	ND	2,61	b	0,34	4,28	4,92
SI-Au	BT	2,65	b	0,27	4,70	3,68
SI-Au	TF	3,26	a	0,20	16,52	4,91

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os implantes em cada componente, não diferem entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

5.2.5 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de cobalto-cromo (SI-CoCr)/implantes

A tabela 08 expressa a desadaptação média e o desvio padrão na escala logarítmica e nos valores originais obtidos em μm , bem como a significância estatística pelo teste Student Newman Keuls (SNK), a partir da combinação dos componentes UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo da empresa SIN (SI-CoCr).

Tabela 8 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo da empresa SIN.

Componente	Implante	Log (X_i+10)		Xi		
		Média	DP	Média	DP	
SI-CoCr	BT	2,30	b ⁽¹⁾	0,00	0,00	0,00
SI-CoCr	CO	2,30	b	0,00	0,00	0,00
SI-CoCr	ND	2,30	b	0,00	0,00	0,00
SI-CoCr	SI	2,30	b	0,00	0,00	0,00
SI-CoCr	TF	3,31	a	0,10	17,69	2,74

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os implantes em cada componente, não diferem

entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

5.2.6 Combinação UCLA Titanium Fix com cinta metálica de cobalto-cromo (TF-CoCr)/implantes

A tabela 09 expressa a desadaptação média e o desvio padrão na escala logarítmica e nos valores originais obtidos em μm , bem como a significância estatística pelo teste Student Newman Keuls (SNK), a partir da combinação dos componentes UCLA com cinta metálica de Cobalto-Cromo da empresa Titanium Fix (TF-CoCr).

Tabela 9 - Médias e desvios-padrão(DP) para a desadaptação na escala logarítmica ($\log(X_i+10)$) e escala original (X_i), para os implantes em combinação com o componente UCLA com cinta metálica de cobalto-cromo da empresa Titanium Fix.

UCLA	Implante	Log (X_i+10)		Xi	
		Média	DP	Média	DP
TF-CoCr	TF	2,30	b ⁽¹⁾	0,00	0,00
TF-CoCr	CO	2,41	b	1,52	3,74
TF-CoCr	BT	2,49	b	2,54	3,96
TF-CoCr	SI	2,83	a	7,60	4,09
TF-CoCr	ND	2,97	a	9,70	2,16

⁽¹⁾ Médias seguidas de mesma letra, na coluna, para os implantes em cada componente, não diferem entre si pelo teste de SNK, para um nível de significância de 0,05.

6 DISCUSSÃO

A adaptação adequada entre o componente protético e o implante é o objetivo primário almejado durante a confecção de próteses sobre implante. Tal adaptação está em função da passividade da prótese, o que é fundamental para seu sucesso (ALVES, 2003). Entretanto, uma definição precisa do termo (adaptação passiva) ainda não foi encontrada (KANO, 1998). Todavia, o conceito descrito com maior frequência leva em consideração o assentamento entre componente e implante no eixo vertical (APARICIO, 1994; KANO et al., 1995; KANO, 1998; KANO, et al., 2004).

Diversas pesquisas tem se dedicado ao estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes. Contudo, até o presente momento, não se sabe ao certo quais níveis de desajuste podem ser considerados aceitáveis e, portanto, podem ser bem tolerados, não induzindo falhas em curto prazo (TORRES; MATOS; RIBEIRO, 2006).

Neste trabalho a adaptação foi avaliada pela mensuração linear, descrita na literatura, ou seja, medida do espaço vertical eventualmente existente entre as interfaces (WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR, 1987; KANO, 1998).

As diferentes soluções protéticas aumentaram o número de sistemas de implantes chamados compatíveis, mas existe uma dificuldade em prever a resposta biológica de um implante frente a estresses constantes, recomendando-se, em qualquer sistema utilizado, uma adaptação passiva (KANO, 1998).

O surgimento, no mercado, de sistemas alternativos de implantes que alegam equivalência ao sistema pioneiro, Nobelpharma, e que representam uma alternativa atrativa, devido ao custo reduzido, maior flexibilidade protética e facilidade de obtenção, despertou o interesse em se avaliar a real compatibilidade desses sistemas, assim como, também, a consistência e precisão de torneamento de seus

componentes (KANO, 1998).

Desta forma, este trabalho avaliou o desajuste vertical entre componentes UCLA e implantes com hexágono externo em virtude destes pilares serem considerados compatíveis e por apresentarem extensa aplicabilidade clínica e baixo custo fatores determinantes para a sua popularização no meio odontológico brasileiro como concorda Simamoto Junior et al. (2005).

Além disso, a análise do desajuste vertical existente entre os componentes comercializados no Brasil, tanto no que diz respeito às avaliações intra-sistema, quanto entre-sistemas, são necessárias e consideravelmente justificáveis, levando em conta a carência de tais estudos sobre componentes UCLA com cinta metálica.

Sabe-se que os valores de desajuste do pilar UCLA podem ser influenciados pelos procedimentos laboratoriais de fundição, polimento, variação do laboratório como demonstraram Byrne et al. (1998). Desta forma, consideraremos neste trabalho, como valor de adaptação para componentes sem processamento laboratorial, o ajuste ou íntimo contato com o implante.

Silveira Junior et al. (2002), concluíram que, em virtude do custo dos pilares UCLA, novas técnicas de fundição, soldagem, além de análises de adaptação devem ser feitas e testadas, objetivando viabilizar sua utilização de maneira racional, uma vez que os abutments UCLA tem uma grande aplicação social, que poderia levar ao uso indiscriminado destes pilares (SILVEIRA JUNIOR et al., 2002).

Porém, quando na clínica, profissionais se deparam com pacientes que chegam com implantes instalados, sem identificação do sistema, e com casos que possibilitam a indicação para o uso de abutments UCLA, e que há dificuldades de identificação por radiografias ou por outros métodos clínicos, principalmente pelo

aumento considerável dos sistemas comercializados, não se sabe se os componentes protéticos terão real compatibilidade quanto ao ajuste vertical.

Para este estudo foi utilizado o MEV, em aumento de 300x, para padronização das medidas para posterior avaliação. Cada pilar foi analisado em dois locais distintos, determinados pelos pontos mesial e distal; acredita-se que o pilar ideal seria aquele que apresentasse menor interface quando em contato com o intermediários (NEVES, 2000)

Mendonça (2003) avaliou, através de MEV, a interface intermediário/implante em quarenta amostras, medidas em quatro pontos distintos, obtendo-se em todas elas, médias de valores abaixo de 10 μ m. Tais valores demonstram a reprodutibilidade da técnica de medida por MEV, fato também encontrado por Simamoto Junior et al., (2005), Silveira Junior et al., (2002) e Barbosa et al., (2007).

Pilares com valores de desajuste vertical acima de 10 μ m, teriam a sua indicação restrita, embora não exista ainda consenso na literatura para se definir qual seria o nível de ajuste aceitável (SILVEIRA JUNIOR et al., 2002).

Utilizou-se, neste trabalho, da mesma forma que Quirynen et al. (1994) uma pequena amostragem, por razões práticas, já que, devido a forma de fabricação industrial, esperava-se uma padronização de adaptação, com variações extremamente pequenas.

A análise em MEV da relação entre UCLAS e implantes deste trabalho bem como alguns outros demonstrou que muitos deles apresentam bordas arredondadas ou biseladas, gerando uma interface mais externa ou mais interna. Embora a presença dessa interface mais externa possa ter alguma repercussão biológica e dificultar a inspeção clínica, ela não significa ausência de adaptação, sendo, portanto, mecanicamente insignificante (KANO, 1998). A maneira como a leitura da

interface foi realizada neste trabalho visou justamente não considerar a interface gerada pelo bisel dos componentes, o que traria uma falsa idéia de desajuste. Desse modo, os valores obtidos para desajuste correspondem à dimensão real da interface Implante/UCLA.

A forma de leitura dos desajustes em dois pontos, direito e esquerdo, permite dar uma noção geral do comportamento dos componentes em relação aos implantes das diferentes marcas. Idealmente, os componentes usinados deveriam apresentar ajuste em toda a sua interface, o que caracteriza a adaptação passiva dos componentes como sugere Kano (1998). Em caso de aparecimento de ajuste nas análises observadas, poderemos considerar que a interação entre componentes e implantes é ideal.

Nas situações em que a distribuição de dados amostrais apresentam padrão de distribuição extremamente assimétrico, seria conveniente o emprego de testes classificados como não paramétricos. Os testes não paramétricos são comumente empregados para dados ordinais, já que raramente estas dados apresentam distribuição normal. Neste caso, o emprego de número de amostra superior ao usado nesta pesquisa seria ideal, buscando a homogeneização dos dados, contudo o custo ainda elevado dos componentes protéticos inviabilizaria os trabalhos (SIMAMOTO JUNIOR et al., 2005). Contudo, os dados amostrais foram transformados para a escala logarítmica, no intuito de corrigir a ausência de normalidade, adicionando a constante 10 e , assim, obter valores simétricos no intuito de utilizar o teste paramétrico de Student-Newman Keuls.

6.1 ANÁLISE INTRA-SISTEMAS

A medida da distância entre as interfaces UCLA e implantes na análise intra-sistema, obtida em micrômetros, foi submetida à análise estatística (tabelas 01 e 02), onde observou-se que houve diferenças significativas para desadaptação entre tratamentos ($P < 0,01$). Essa diferença ocorreu em virtude de o sistema UCLA da empresa SIN com cinta metálica de ouro (SI-Au) apresentar um desajuste médio de $3,88\mu\text{m}$ comparado aos outros sistemas que mostraram ajuste perfeito, ou seja, aquelas combinações UCLA/implante das mesmas marcas não apresentaram diferenças estatísticas quanto ao desajuste vertical (Figura 14).

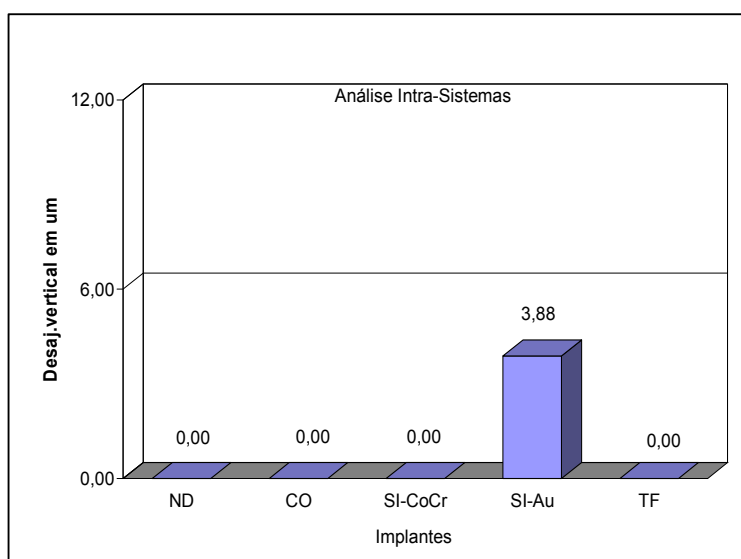


Figura 14 - Análise intra-sistema

As figuras 15 a 19 ilustram a interface UCLA/implante de cada Sistema.

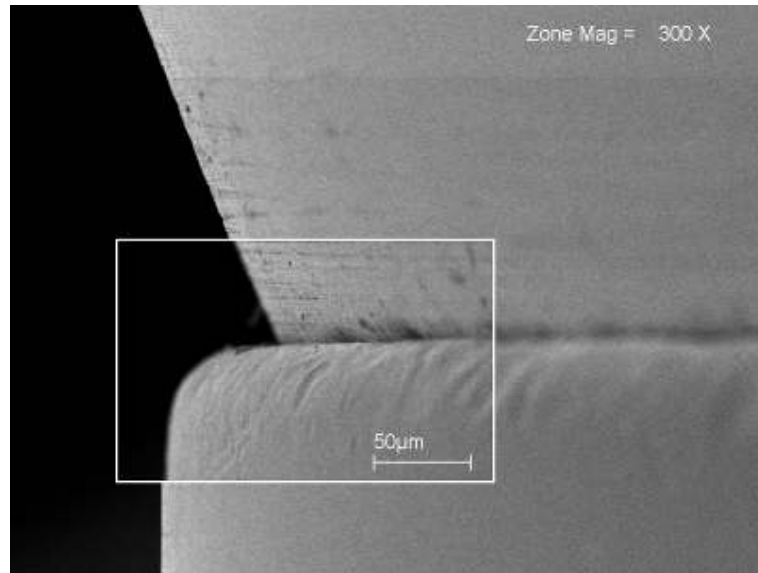


Figura 15 - Interface UCLA CO-Au/Implante conexão

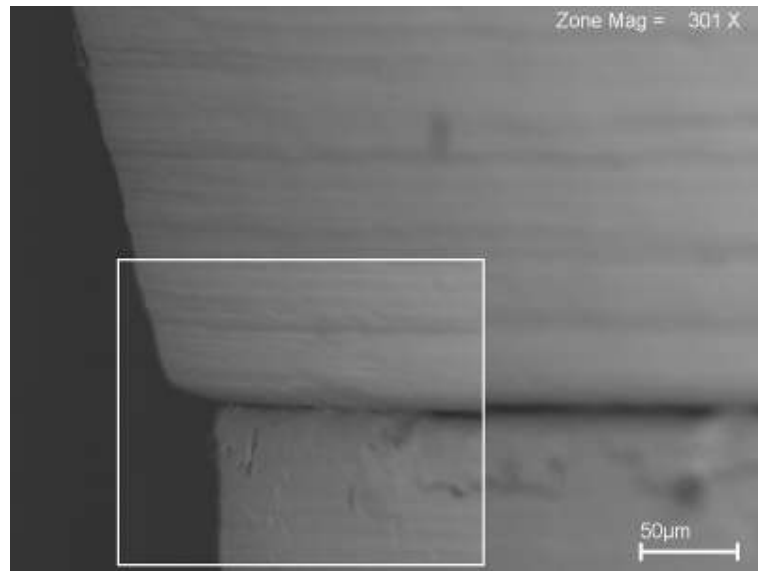


Figura 16 - Interface UCLA TF-CoCr/Implante Titanium fix.

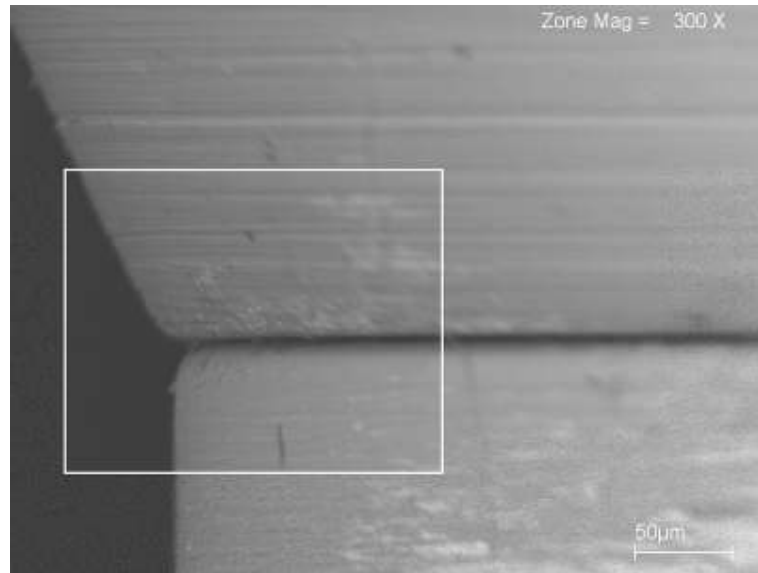


Figura 17 - Interface UCLA SI-CoCr/Implante SIN.

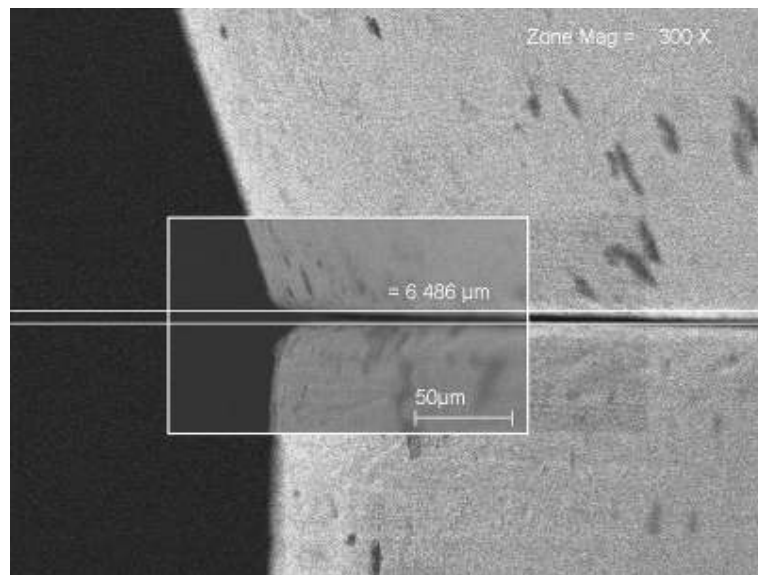


Figura 18 - Interface UCLA SI-Au/Implante SIN.

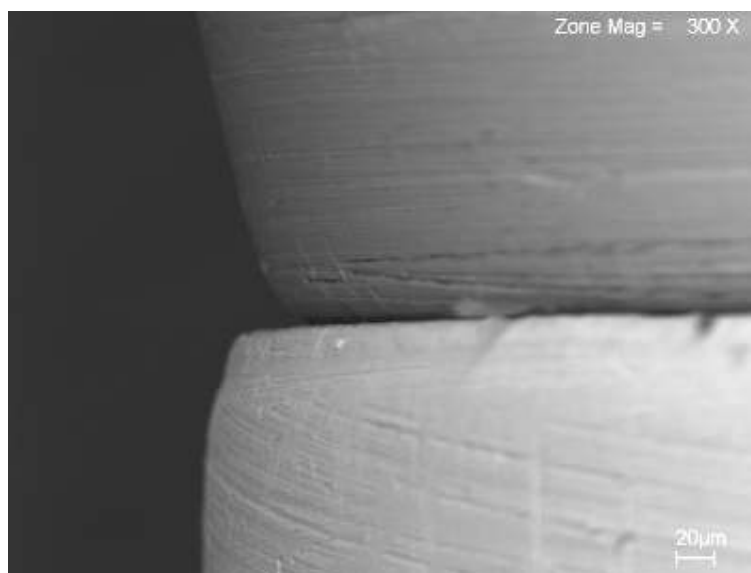


Figura 19 - Interface UCLA ND-Tilite/Implante Neodent.

6.2 ANÁLISE ENTRE-SISTEMAS

A análise estatística dos dados referentes a desadaptação entre componente e implante (tabela 03), evidencia que a combinação entre componente e implante determinou diferenças de comportamento significativas ($P < 0,05$), indicando também que a adaptação é uma condição que pode ser influenciada tanto pela marca do componente quanto pela marca do implantes.

A análise de compatibilidade entre os sistemas foi realizada estatisticamente através de comparação dos resultados e através deste estudo verificou-se que algumas combinações não poderiam ser realizadas.

6.2.1 Combinação UCLA Conexão com cinta de ouro (CO-Au)/implantes

Estatisticamente, as combinações realizadas entre os UCLA CO-Au (tabela 04) com os implantes, mostra diferença estatisticamente significativa entre elas. A combinação deste UCLA com os implantes SIN, Biomet 3i e Neodent não apresentaram diferença de ajuste significativa, ou seja, seu nível de desajuste foi

semelhante. Apenas a combinação com o implante Titanium fix apresentou-se com desajuste estatisticamente superior comparando-se com as demais combinações. Esta combinação representou um desajuste quase 8 vezes maior que o mais próximo a ele que sugere a impossibilidade de utilização deste UCLA junto ao implante Titanium Fix (figuras 20 e 21).

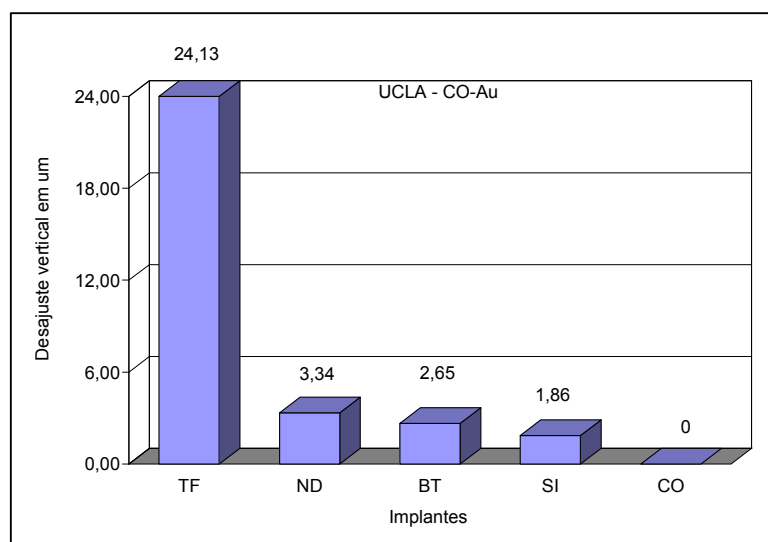


Figura 20 - Combinação UCLA CO-Au/implantes.

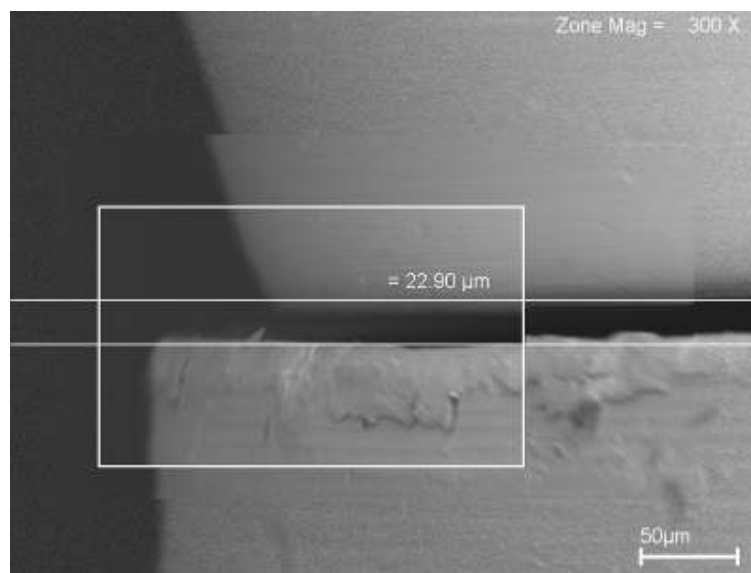


Figura 21 - Interface UCLA CO-Au/Implante Titanium Fix.

6.2.2 Combinação UCLA Neodent com cinta de Tilite (ND-Tilite)/implantes

Estatisticamente, as combinações realizadas entre os UCLA ND-Tilite (Tabela 06) com os implantes Neodent, Conexão e Biomet 3i, não apresentaram diferenças em relação ao seu desajuste vertical, representando os melhores níveis de adaptação. Os implantes SIN, Biomet 3i e Conexão apresentaram níveis de desajuste compatíveis. A combinação com o implante Titanium fix apresentou-se com desajuste estatisticamente superior comparando-se com as demais combinações. Esta combinação representou um desajuste quase 7 vezes maior que o mais próximo a ele, o que sugere a impossibilidade de utilização deste UCLA junto ao implante Titanium Fix (figuras 22 e 23).

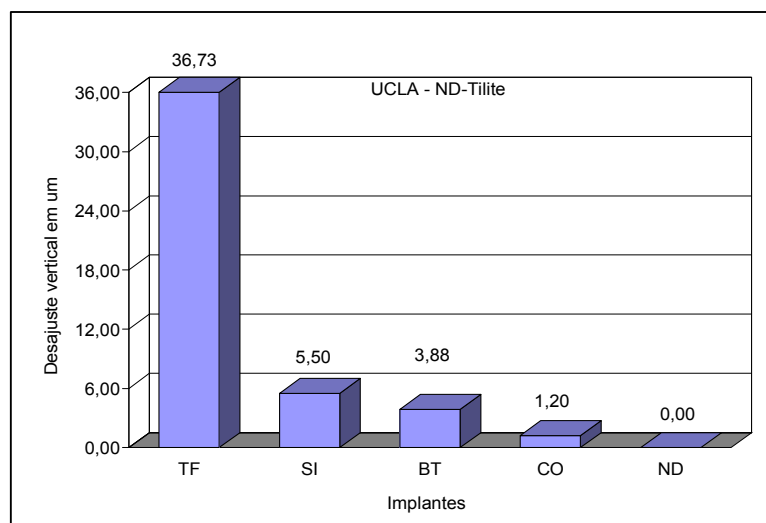


Figura 22 - Combinação UCLA ND-Tilite/implantes.

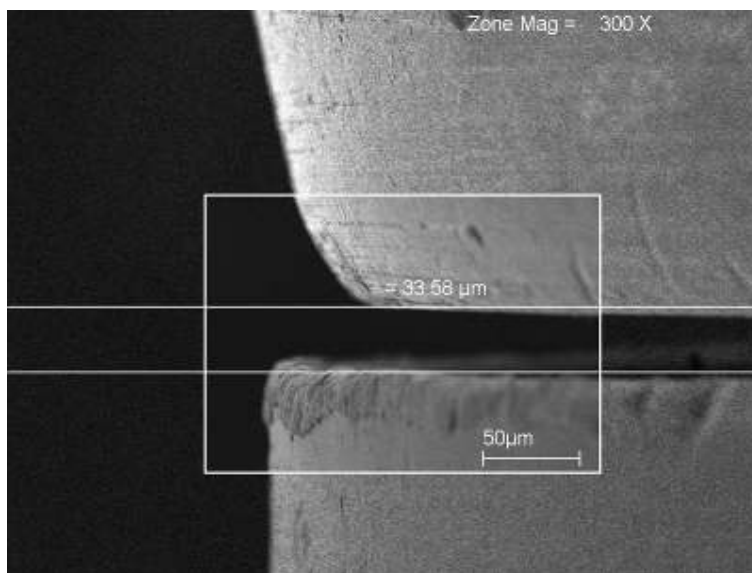


Figura 23 - Interface UCLA ND-Tilite/Implante Titanium Fix.

6.2.3 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de ouro (SI-Au)/implantes

Estatisticamente, as combinações realizadas entre os UCLA SI-Au (Tabela 07) com os implantes Conexão, SIN, Neodent e Biomet 3i não apresentaram diferença de ajuste significativa. Deve-se considerar que a combinação deste UCLA com o implante Conexão apresentou média de desajuste menor que a própria combinação com o implante SIN. Apenas a combinação com o implante Titanium fix apresentou-se com desajuste estatisticamente superior comparando-se com as demais combinações. Esta combinação representou um desajuste quase 4 vezes maior que o mais próximo a ele, o que sugere a impossibilidade de utilização deste UCLA junto ao implante Titanium Fix (figuras 24 e 25).

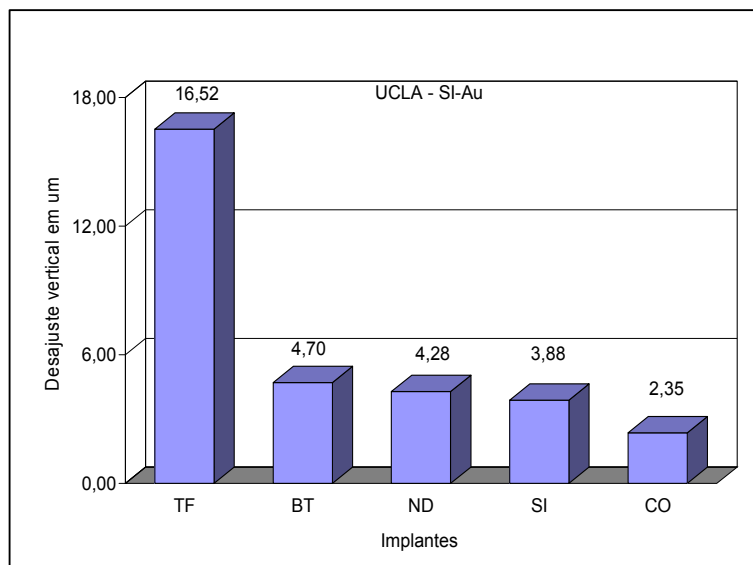


Figura 24 - Combinação UCLA SI-Au/implantes.

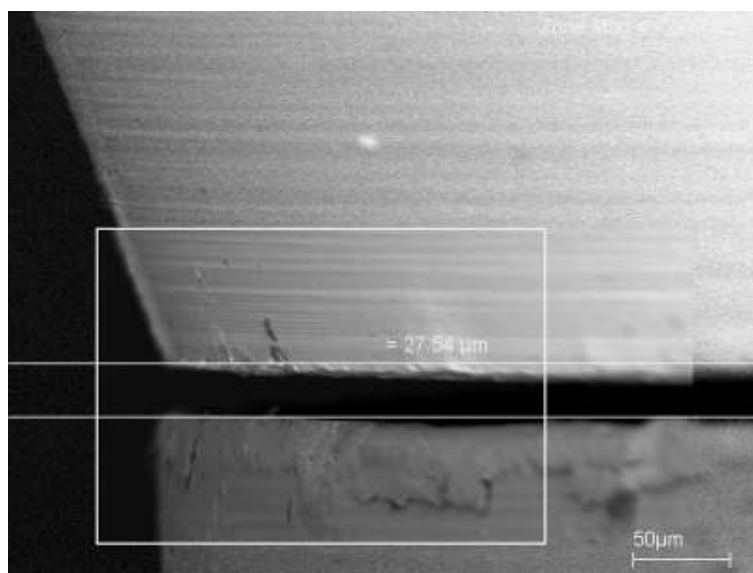


Figura 25 - Interface UCLA SI-Au/Implante Titanium Fix.

6.2.4 Combinação UCLA SIN com cinta metálica de cobalto-cromo (SI-CoCr)/implantes

Estatisticamente, as combinações realizadas entre os UCLA SI-CoCr (Tabela 08) com os implantes Conexão, SIN, Neodent e Biomet 3i não apresentaram

diferença de ajuste significativa. Apenas a combinação com o implante Titanium fix apresentou-se com desajuste estatisticamente superior comparando-se com as demais combinações. Deve-se considerar que a combinação deste UCLA com os implantes foi o que obteve os maiores níveis de ajuste quando comparados às demais combinações entre-sistemas, o que sugere a impossibilidade de utilização deste UCLA junto ao implante Titanium Fix (figuras 26 e 27).

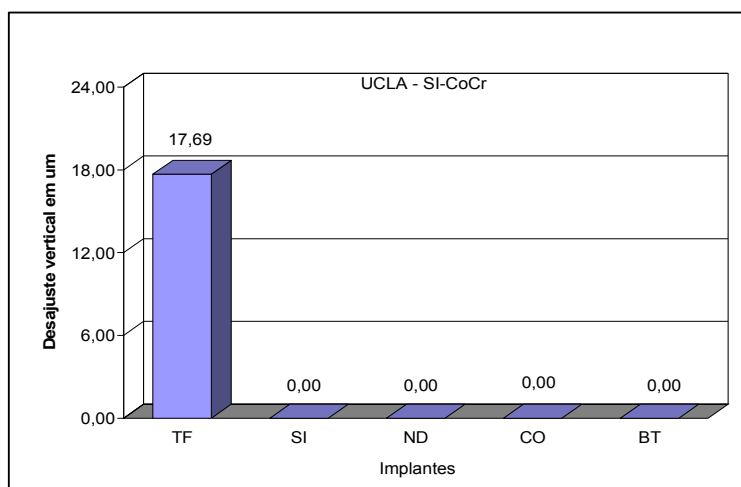


Figura 26 - Combinação UCLA SI-CoCr/implantes.

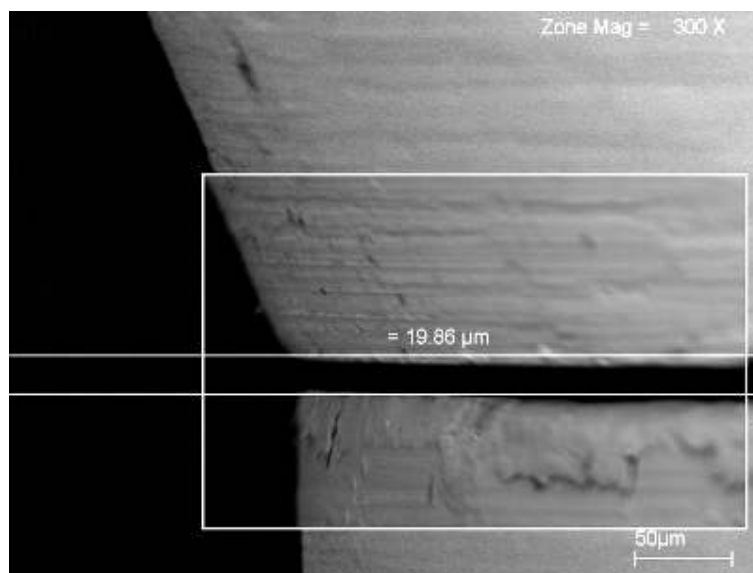


Figura 27 - Interface UCLA SI-CoCr/Implante Titanium Fix.

6.2.5 Combinação UCLA Titanium Fix com cinta metálica de cobalto-cromo (TF-CoCr)/implantes

Estatisticamente, as combinações realizadas entre os UCLA TF-CoCr (Tabela 09) com os implantes Titanium fix, Conexão e Biomet 3i não apresentaram diferença de ajuste significativa. As combinações com os implantes SIN e Neodent apresentaram maiores médias de desajustes, comparativamente às outras marcas, mas que não diferiram estatisticamente entre si, o que sugere a impossibilidade de utilização deste UCLA junto aos implantes Neodent e SIN (figuras 28 e 29).

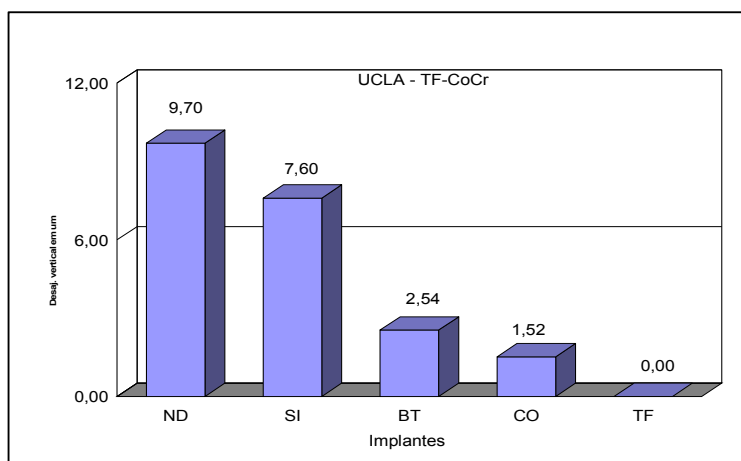


Figura 28 - Combinação UCLA TF-CoCr/implantes.

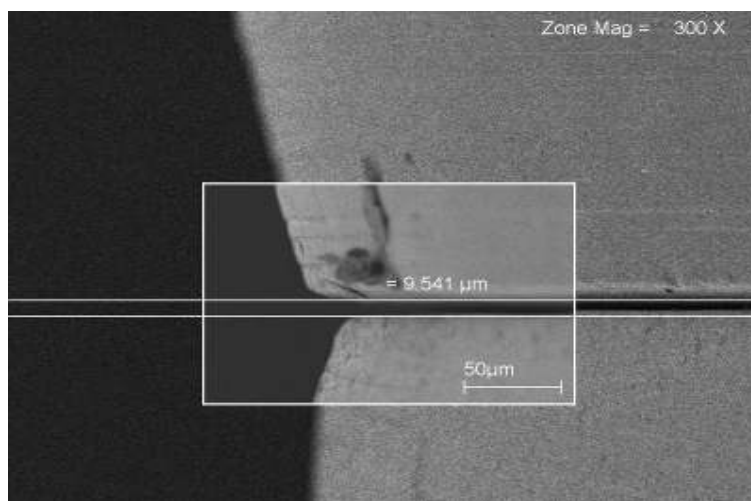


Figura 29 - Interface UCLA TF-CoCr/Implante Neodent.

A presença de variações nos níveis de adaptação entre os UCLAS dos vários sistemas de implantes foi evidenciada pela diferença encontrada tanto na análise intra-sistema como na entre-sistemas. Isso talvez se deva à ausência de critérios ou orientações definidos que pudessem constituir normas para usinagem dos implantes e seus componentes, como as existentes na American Dental Association para a produção de diferentes materiais odontológicos (KANO, 1998).

Percebe-se uma dificuldade, então, quando um paciente apresenta-se apenas com um implante instalado, sem identificação de qual sistema este pertence, sendo que o profissional poderá deparar-se com falha caso utilize um componente UCLA que não apresente compatibilidade por causa da falta de ajuste vertical.

Lewis (1994) sugere que, os componentes de próteses múltiplas, após fundição, tenham suas interfaces analisadas em microscópio, junto a um index, no intuito de conferir a qualidade dos procedimentos laboratoriais.

Sugere-se então, que em caso de dúvida sobre a marca do implante que um paciente apresente, que o clínico tenha um gabarito, semelhante ao corpo de prova utilizado neste trabalho, para que possa conferir a adaptação do componente junto aos vários implantes disponíveis no mercado, de preferência com auxílio de microscópio cirúrgico ou, no mínimo, com uma lupa com aumento significativo.

7 CONCLUSÃO

A análise dos dados obtidos e analisados possibilitou as seguintes conclusões:

Na análise intra-sistema, as combinações dos sistemas UCLA CO-Au, ND-Tilite, SI-CoCr e TF-CoCr apresentaram ajuste com seus respectivos implantes. A combinação ente o UCLA SI-Au apresentou desajuste médio de 3,88 μ m, que conferiu uma diferença estatisticamente significativa frente aos demais sistemas.

Na análise entre-sistemas, encontraram-se semelhanças e diferenças estatísticas nas combinações dos diferentes sistemas, sugerindo-se que, em relação ao ajuste vertical:

- UCLA CO-AU: Apresenta compatibilidade com os implantes SIN, Biomet 3i e Neodente;

- UCLA ND-Tilite: Apresenta compatibilidade como os implantes Conexão e Biomet 3i;

- UCLA SI-CoCr: Apresenta compatibilidade com os implantes Conexão, Neodent e Biomet 3i;

- UCLA Si-Au: Apresenta compatibilidade com os implantes Conexão, Neodent e Biomet 3i;

- UCLA TF-CoCr : Apresenta compatibilidade com os implantes Conexão e Biomet 3i.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS ¹

Alves, B P. Análise da adaptação de estruturas de próteses sobre implantes pré-fabricadas ou fundidas em titânio, antes e após soldagem a laser. Piracicaba, SP, 2002. Tese (Doutorado), Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 2002, 109p.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994; 14(5): 405-419.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Fernandes Neto, A.J, Neves, FD, Ribeiro, R.F. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras*. 2007 jan/mar.; 10(1):84-89.

Barbosa GAS, Simanoto Junior PC, Fernandes Neto, A.J, Mattos, MGC, Neves, FD. Prosthetic Laboratory Influence on the vertical misfit at the Implant/UCLA abutmentinterface. *Braz Dent J* 2007; 18(2): 139-143.

Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8(2):162-178.

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

Binon, PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998;79:430-2.

Binon, P.P., et al. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(special supplement): 48-63.

Byrne D, Houston, F, Cleary R., Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2):184-92.

Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:90-94.

Correia, SMB. Acompanhamento Longitudinal do sucesso dos próteses suportadas

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

por implantes osseointegrados do sistema NAPIO [Tese]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru; 1999.

Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I – clinical procedures. *J Prosthet Dent* 1991; 66(3): 377-84.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford BS. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85:47-52.

Hamata MM, Zuim PRJ, Rocha, EP, Assunção, W.G. Adaptação passiva em implantes osseointegrados. *Rev Bras Implantodont Prótese Implant* 2005; 12(47/48): 228-35.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996;75(3):14-25.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2): 151-7.

Jemt T, Book, K. Prosthetic Misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J oral Maxillofac Implants* 1996; 11:620-625.

Johansson, G., Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990;3:89-92.

Kan JYK, Rungcharasseang K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang, BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent* 1999; 81:7-13.

Kano, S.C. Avaliação da adaptação da interface intermediário/cilindro de ouro e da compatibilidade de diferentes sistemas de implantes odontológicos: análise intra e entre sistemas. Bauru: USP, 1998. Dissertação (mestrado), Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 1998

Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira A. Use of base metal casting alloys for implant framework: Marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004; 12(4): 337-43.

Kano SC, Valle AC, Pegoraro L.F. Campos JR, A. Disadjustment of prosthetic components using different alloys [abstract n. 206] J Dent Res. 1995; 74:806.

Kano, S C. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno [tese]. Bauru: Universidade de São Paulo – Faculdade de Odontologia; 2004.

Lewis S, Beumer III.; Beumar III, J, HORNBURG, W.; MOY, P. The "UCLA" abutment. Int J Oral Maxillofac Implants 1988; 3(3): 183-189.

Lewis, S, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: A four-year review. J Prosthet Dent 1992; 67: 509-515.

Lewis SG. Esthetic implant restorations. Compend Contin Educ Dent. 1994 Mar; 15(3):334,336,338.

Mendonça G. Estudo comparativo do ajuste entre implantes e intermediários de seis diferentes sistemas. Uberlândia [dissertação]. Uberlândia: Faculdade de Odontologia/Universidade Federal de Uberlândia; 2003.

Mendonça G, Neves FD, Fernandes AJ Neto, Lira T. Avaliação longitudinal de próteses sobre implantes enfatizando dificuldades e insucessos: controle de um ano. BCI 2001; 8(31):228-35.

Mendonça G, Neves FD, Fernandes AJ Neto, Lira T. Avaliação longitudinal de próteses sobre implantes enfatizando dificuldades e insucessos: controle de um ano. BCI 2001; 8(31):228-35.

Neves FD. Estudo comparativo da adaptação entre componentes intermediários e implantes de diferentes sistemas [tese]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2000.

Neves FD, Fernandes AJ Neto, Barbosa GAS, Simamoto PC Jr. Sugestão de Seqüência de Avaliação para a Seleção do Pilar em Próteses Fixas Sobre Implantes / Cimentadas e Parafusadas. PCL 2003; 5(28):535-48.

Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, Eteenberghe D van. Microbial penetration along the implant components of the Branemark System. Clin Oral Implants Res 1994; 5(4): 239-244.

Rangert B, Jemt T, Jörnégus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4(3): 241-247.

Sahin S, Çehreli MC. The Significance of Passive Framework fit in implant Prosthodontics: Current Status. Implant Dentistry 2001; 10(2): 85-92.

Sakaguchi RL, Borgensen SE. Nonlinear finite element Contact Analysis of Dental implant components. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8:655-661.

SAS Institute Inc. SAS/STAT user's guide: statistics. Versão 6. 4. ed. Cary, NC: 1990; 1: 943p.

Silveira CD Jr, Neves FD, Fernandes AJ Neto, Mendonça G. Influencia dos procedimentos laboratoriais na adaptação do pilar-UCLA/implante – Estudo piloto. PCL 2002; 4(22):292-400.

Simamoto PC Jr, Barbosa GAS, Soares CJ, Fernandes AJ Neto, Neves FD. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. Cienc Odontol Bras 2005; 8(1): 39-46.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosth Dent 1983; 49(6): 843-8

Sorenses JÁ, Avera SP, Tomas C. Comparison of interface fidelity of implant systems. J dent Res 1991; 70(3): 540/Abstract n. 2191.

Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79:74-8

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent 2002;88:89-95.

Torres EM, Mattos MDC, 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.

Waskewicz GA. et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. Int. J. oral Maxillofac. Implants 1994; 9(4): 405-411.

Wee AG, Aquilino AS, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. Int J Prosthodont.1999;12:167-78.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prosthesis. Int j oral Maxillofac Implants 1993; 8(1):19-31

Worthington P, et al. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. Int J oral Maxillofac Implants 1987; 2(2): 77-84.

ANEXOS

ANEXO 1

QUADRO A . Valores de desajuste vertical (em μm) obtidos em leitura de MEV da interface UCLA/Implante intra e entre-sistemas.

COMBINAÇÕES		LEITURA 1		LEITURA 2		LEITURA 3	
UCLA	Implante	Interface esquerda	Interface direita	Interface esquerda	Interface direita	Interface esquerda	Interface direita
BT	BT	-	-	-	-	-	-
BT	CO	-	-	-	-	-	-
BT	ND	-	-	-	-	-	-
BT	SI	-	-	-	-	-	-
BT	TF	-	-	-	-	-	-
CO	BT	10,22	5,726	0	0	0	0
CO	CO	0	0	0	0	0	0
CO	ND	5,2	0	7,251	0	7,63	0
CO	SI	11,19	0	0	0	0	0
CO	TF	14,96	44,03	33,58	7,633	33,95	10,68
ND	BT	0	0	5,343	6,488	5,347	6,111
ND	CO	0	0	3,435	0	3,819	0
ND	ND	0	0	0	0	0	0
ND	SI	6,156	4,745	6,104	6,486	3,815	5,723
ND	TF	>50	>50	33,58	40,07	33,58	39,69
SI-AU	BT	0	0	6,493	8,021	6,87	6,87
SI-AU	CO	0	0	6,488	0	7,633	0
SI-AU	ND	5,85	0	0	9,923	0	9,923
SI-AU	SI	5,354	0	6,486	0	5,723	5,723
SI-AU	TF	21,55	7,76	16,41	18,7	14,88	19,85
SI-Cr-Co	BT	0	0	0	0	0	0
SI-Cr-Co	CO	0	0	0	0	0	0
SI-Cr-Co	ND	0	0	0	0	0	0
SI-Cr-Co	SI	0	0	0	0	0	0
SI-Cr-Co	TF	13,815	14,9	19,08	17,94	20,23	20,23
TF	BT	7,06	8,212	0	0	0	0
TF	CO	0	0	0	0	9,163	0
TF	ND	13,49	6,968	9,541	8,778	10,31	9,163
TF	SI	0	5,938	9,538	9,538	9,538	11,06
TF	TF	0	0	0	0	0	0

**ANEXO 2 – Dados da análise estatística obtida através do software SAS/ATAT,
Versão 6.**

The SAS System
The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
COMPONENTE	5	CO ND SI.AU SI.Cr.Co TF
IMPLANTE	5	BT CO ND SI TF

Number of observations 150

NOTE: Due to missing values, only 148 observations can be used in this analysis.

The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: LDESVIO

Sum of Source	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	24	21.86681175	0.911111716	18.61	<.0001
Error	123	6.02226338	0.04896149		
Corrected Total	147	27.88907513			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	LDESVIO Mean
0.784064	8.395664	0.221272	2.635556

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
COMPONENTE	4	0.90228987	0.22557247	4.61	0.0017
IMPLANTE	4	11.51082524	2.87770631	58.77	<.0001
COMPON.*IMPL.	16	9.45369663	0.59085604	12.07	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
COMPONENTE	4	1.31026483	0.32756621	6.69	<.0001
IMPLANTE	4	12.46456804	3.11614201	63.64	<.0001
COMP.*IMPL.	16	9.45369663	0.59085604	12.07	<.0001

The SAS System

The GLM Procedure
Least Squares Means

COMPONENTE	IMPLANTE	LDESPIO	LSMEAN
CO	BT	2.49538800	
CO	CO	2.30258509	
CO	ND	2.55775380	
CO	SI	2.42774247	
CO	TF	3.44390069	
ND	BT	2.60814744	
ND	CO	2.40570801	
ND	ND	2.30258509	
ND	SI	2.73927572	
ND	TF	3.84210560	
SI.AU	BT	2.65845296	
SI.AU	CO	2.48045756	
SI.AU	ND	2.60911241	
SI.AU	SI	2.60821783	
SI.AU	TF	3.26156855	
SI.Cr.Co	BT	2.30258509	
SI.Cr.Co	CO	2.30258509	
SI.Cr.Co	ND	2.30258509	
SI.Cr.Co	SI	2.30258509	
SI.Cr.Co	TF	3.31716051	
TF	BT	2.49152627	
TF	CO	2.41098447	
TF	ND	2.97619992	
TF	SI	2.83929178	
TF	TF	2.30258509	

The SAS System
 The GLM Procedure
 Least Squares Means

COMPONENTE*IMPLANTE Effect Sliced by COMPONENTE for LDESVIO

Sum of COMPONENTE	DF	Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
CO	4	4.996114	1.249028	25.51	<.0001
ND	4	6.744399	1.686100	34.44	<.0001
SI.AU	4	2.275158	0.568789	11.62	<.0001
SI.Cr.Co	4	4.940944	1.235236	25.23	<.0001
TF	4	2.007907	0.501977	10.25	<.0001

The SAS System

----- comb=201 -----

The MEANS Procedure

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	2.6576667	4.3556015	0	10.2200000
LDESVIO	6	2.4953880	0.3090843	2.3025851	3.0066722

----- comb=202 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	0	0	0	0
LDESVIO	6	2.3025851	0	2.3025851	2.3025851

----- comb=203 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	3.3468333	3.7583544	0	7.6300000
LDESVIO	6	2.5577538	0.2840760	2.3025851	2.8696020

----- comb=204 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	1.8650000	4.5682984	0	11.1900000
LDESVIO	6	2.4277425	0.3065717	2.3025851	3.0535294

----- comb=205 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	24.1388333	14.9591901	7.6330000	44.0300000
LDESVIO	6	3.4439007	0.4637011	2.8697721	3.9895394

The SAS System 22

----- comb=301 -----

The MEANS Procedure

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	3.8815000	3.0390877	0	6.4880000
LDESVIO	6	2.6081474	0.2383300	2.3025851	2.8026328

----- comb=302 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	1.2090000	1.8769070	0	3.8190000
LDESVIO	6	2.4057080	0.1600057	2.3025851	2.6260445

----- comb=303 -----

Variable	N	Mean	Std Dev	Minimum	Maximum
DESVIO	6	0	0	0	0
LDESVIO	6	2.3025851	0	2.3025851	2.3025851

The SAS System

```

----- comb=601 -----
                The MEANS Procedure
  Variable      N      Mean      Std Dev      Minimum      Maximum
  -----
  DESVIO        6      2.545333      3.960054         0      8.212000
  LDESVIO       6      2.491526      0.293434      2.302585      2.902087
  -----

```

```

----- comb=602 -----
                The MEANS Procedure
  Variable      N      Mean      Std Dev      Minimum      Maximum
  -----
  DESVIO        6      1.527166      3.740779         0      9.163000
  LDESVIO       6      2.410984      0.265523      2.302585      2.952983
  -----

```

```

----- comb=603 -----
                The MEANS Procedure
  Variable      N      Mean      Std Dev      Minimum      Maximum
  -----
  DESVIO        6      9.708333      2.161635      6.968000     13.490000
  LDESVIO       6      2.976199      0.106946      2.831329      3.156574
  -----

```

```

----- comb=604 -----
                The MEANS Procedure
  Variable      N      Mean      Std Dev      Minimum      Maximum
  -----
  DESVIO        6      7.602000      4.092953         0     11.060000
  LDESVIO       6      2.839291      0.279096      2.302585      3.047375
  -----

```

```

----- comb=605 -----
                The MEANS Procedure
  Variable      N      Mean      Std Dev      Minimum      Maximum
  -----
  DESVIO        6         0         0         0         0
  LDESVIO       6      2.302585         0      2.302585      2.302585
  -----

```


The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
COMPONENTE	6	BT CO ND SI.AU SI.Cr.Co TF

Number of observations 34

NOTE: Due to missing values, only 30 observations can be used in this analysis.
The SAS System

The GLM Procedure

Dependent Variable: Idesvio

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	4	0.44837457	0.11209364	9.91	<.0001
Error	25	0.28290393	0.01131616		
Corrected Total	29	0.73127850			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Idesvio Mean
0.613138	4.500440	0.106377	2.363712

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
COMPONENTE	4	0.44837457	0.11209364	9.91	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
COMPONENTE	4	0.44837457	0.11209364	9.91	<.0001

The SAS System

The GLM Procedure

Student-Newman-Keuls Test for Idesvio

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate under the complete null hypothesis

but not under partial null hypotheses.

Alpha 0.05
 Error Degrees of Freedom 25
 Error Mean Square 0.011316

Number of Means	2	3	4	5
Critical Range	0.126491	0.1529794	0.1689364	0.1803741

Means with the same letter are not significantly different.

SNK Grouping	Mean	N	COMPONENTE
A	2.60822	6	SI.AU
B	2.30259	6	ND
B	2.30259	6	CO
B	2.30259	6	SI.Cr.Co
B	2.30259	6	TF