

FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JOÃO LOPES BONDAN

ANÁLISE COMPARATIVA DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO
ENTRE COMPONENTES UCLA E IMPLANTE DE
UM MESMO SISTEMA

Porto Alegre

2007

JOÃO LOPES BONDAN

ANÁLISE COMPARATIVA DA PRECISÃO DE ADAPTAÇÃO
ENTRE COMPONENTES UCLA E IMPLANTE DE
UM MESMO SISTEMA

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Materiais Dentários do Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Oshima

Porto Alegre

2007

À minha família em nome da minha mãe, Cléa Neize Lopes Bondan, pelo suporte, incentivo, tornando possível a minha conquista, a quem devo meus valores e formação moral e intelectual baseada em muito trabalho, ética e honestidade.

À Liliam pelo apoio, compreensão, companheirismo e ajuda, pela confiança e por estar sempre ao meu lado de forma sincera e honesta independente da situação, trazendo consigo a paz, obrigado, valeu a pena ...

Ao professor Hugo Oshima, orientador deste trabalho, pela sua dedicação, profissionalismo, esforço, paciência, pelos ensinamentos e pela amizade, ... agradeço a confiança depositada em mim ...

Ao professor Eduardo Gonçalves Motta, pela sua obstinação, eficácia, dedicação, esforço, amizade, agradeço a confiança depositada em mim.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do Diretor da Faculdade de Odontologia, Prof. Dr. Marcos Túlio,

À Professora Dr. Nilza Pereira da Costa, Coordenadora do Curso de Mestrado pelo apoio, confiança, determinação e dedicação a todos os alunos do curso.

Aos professores, Ana, Luís Henrique, Antônio, Luciana, pela amizade, auxílio e convívio,

Aos colegas de mestrado, Carlos, Regênio e Rogério pelo coleguismo, parceria e amizade.

Aos TPDs Telmo e Newton pela disposição e cooperação na confecção das amostras dessa pesquisa.

À Dra. Ivete Sartori, Coordenadora científica da NEODENT S.A. pela disposição e cooperação em nossa pesquisa ...

Aos Professores do Departamento de Prótese dessa casa, em especial aos professores Francisco e Celso Lacroix, ao professor e 'irmão' Caio Selaimen, Tomás, Loro, Galina aos quais devo minha formação profissional, meus parabéns pela luta constante e incessante pela qualidade na formação profissional.

Ao colega e amigo Ricardo Albé Fedamenti e a sua família, de todo meu coração meu muito obrigado, meu carinho, minha gratidão, minha amizade ...

Ao colega e amigo Sady Salvador pelo companheirismo, coleguismo, convívio, amizade...

Ao 'irmão' Guilherme Bortolon Fasolo e sua família, pelo carinho, convívio e amizade ...

Ao Dr. André Lima, Janaína e todo pessoal da clínica, pela confiança depositada na minha pessoa e no meu trabalho, pelo convívio, pela amizade, pela parceria ...

Ao professor Kleber Meyer por ser um dos responsáveis pelo tema a ser desenvolvido nesse trabalho, pelo seu trabalho ter sido base para o desenvolvimento da metodologia, pelo auxílio, pela amizade e pelo companheirismo.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a precisão de adaptação entre componentes UCLA e implante de um mesmo sistema (Neodent). A análise foi através da avaliação da fenda vertical e da discrepância horizontal da interface implante-UCLA por microscopia eletrônica de varredura (MEV), das mensurações em locais indicados. Para a comparação dos resultados, foi utilizado o procedimento de análise de variância (Anova-Oneway) e o procedimento posterior de Tukey, ao nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que os componentes UCLA avaliados possuem diferenças significantes em diversos pontos avaliados. Essa variabilidade nos resultados pode interferir na eficácia de uso desses componentes, nos resultados clínicos e na sua previsibilidade.

Palavras-chave: Implante. Componente UCLA. Adaptação. Análise.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the fit between the components UCLA and implant of the same system (Neodent). The comparison was made through an evaluation of the vertical and horizontal gaps present at the interface between implant and UCLA, through scanning electronic microscopy (SEM), measurements in selected locations. Statistical analysis was done through variance analysis procedure (Anova-Oneway) and Tukey's posterior procedure, with a significance level of 5%. The results pointed the UCLA components present significant differences in many evaluated aspects. Such differences might have some influence in the use of these components, both in clinical results and in its predictability.

Words-key: Implant. components UCLA. Fit. Analysis.

LISTA DE ABREVIATURAS

α	-	Alfa
β	-	Beta
Cm	-	Centímetro
.d.	-	Densidade
E.P.	-	Erro Padrão
EDS	-	Espectroscopia por Dispersão de Energia
<i>et al.</i>	-	Abreviatura de <i>et alli</i> (E outros)
Fig.	-	Figura
.h.	-	Altura
=	-	Igual
MEV	-	Microscopia Eletrônica de Varredura
μm	-	Micrometro
mm	-	Milímetro
min	-	Minuto
N	-	Newton
%	-	Por cento
v	-	Volume

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Gráfico de EDS do Implante	27
Figura 02 - Foto de embalagem de componente frente e verso.....	28
Figura 03 - Componentes UCLA; da esquerda para direita (UCLA Calcinável, UCLA Fundido, UCLA Titânio, Munhão Personalizado, UCLA Tilite e UCLA Nobre)	30
Figura 04 - Simulação de encaixe dos componentes para avaliação de desadaptação, de cima para baixo (Parafuso de Titânio 4.1 para fixação de UCLA, Componente Munhão Personalizado e Implante)	30
Figura 05 - Figura parcial do corpo de um implante de plataforma regular e hexágono externo	31
Figura 06 - Figura da plataforma de um implante de hexágono externo e plataforma regular	31
Figura 07 - a - Região de análise de fenda vertical	32
Figura 08 - a - Região de análise de discrepância horizontal.....	33
Figura 09 - Microscópio Eletrônico de Varredura	33
Figura 10 - Foto das amostras de UCLA Calcináveis sendo desincluídas.....	36
Figura 11 - Foto do retificador	37
Figura 12 - Foto do torquímetro manual e das chaves utilizadas para dar o torque..	38
Figura 13 - Foto de Microscopia Eletrônica de Varredura de: Implante com componente UCLA Nobre adaptado sobre ele. a - Componente UCLA Nobre, b - região de análise e c - implante.....	38
Figura 14 - Fenda vertical vista por microscopia eletrônica de varredura. Os três pontos medidos por cada face estão denominados com: ponto 1, ponto 2 e ponto 3.....	39
Figura 15 - Simulação de fenda vertical	40
Figura 16 - Simulação de fenda vertical	40
Figura 17 - Marcação de número 1, sinalizando a primeira face analisada do implante de um total de quatro faces simetricamente opostas.....	41
Figura 18 - Discrepância horizontal vista por microscopia eletrônica de varredura, a - discrepância zero e b - discrepância negativa	42

Figura 19 - Simulação de discrepância horizontal positiva.....	42
Figura 20 - Simulação de discrepância horizontal negativa	43
Figura 21 - Adaptação macroscópica entre implante e intermediário.....	43
Figura 22 - Presença (simulação) de fenda vertical	44
Figura 23 - Presença (simulação) de fenda horizontal	44
Figura 24 - Análise de fenda vertical em UCLA Nobre	45
Figura 25 - Gráfico de EDS do Implante	46
Figura 26 - Gráfico de EDS do UCLA Nobre	46
Figura 27 - Análise de Fenda Vertical em UCLA Tilite	47
Figura 28 - Gráfico EDS UCLA Tilite	48
Figura 29 - Análise de fenda vertical UCLA Titânio.....	49
Figura 30 - Gráfico EDS UCLA Titânio.....	49
Figura 31 - Análise de Fenda Vertical Munhão Personalizado.....	50
Figura 32 - Gráfico EDS Munhão Personalizado.....	51
Figura 33 - Análise de fenda vertical de UCLA fundido anti-rotacional	52
Figura 34 - Gráfico EDS UCLA fundido anti-rotacional	53
Figura 35 - Análise de fenda vertical de UCLA fundido rotacional	54
Figura 36 - Gráfico EDS UCLA fundido rotacional	54
Figura 37 - Análise de Fenda Vertical de UCLA fundido rotacional retificado	55
Figura 38 - Gráfico EDS UCLA fundido rotacional retificado.....	56
Figura 39 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Nobre.....	59
Figura 40 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Tilite.....	60
Figura 41 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Titânio.....	61
Figura 42 - Análise de discrepância horizontal em Munhão Personalizado	62
Figura 43 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido anti-rotacional	63
Figura 44 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido rotacional	64
Figura 45 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido rotacional retificado	65

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Gráfico de Fenda Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos expresso em micrômetros	58
Gráfico 2 - Gráfico de Discrepância Horizontal com valores médios erro padrão dos grupos expresso em micrômetros	67

LISTA DE QUADROS

Quadro 01 – Materiais utilizados no estudo e respectivos fabricantes.....	29
Quadro - 07	47
Quadro - 13	48
Quadro - 19	50
Quadro - 25	51
Quadro - 31	53
Quadro - 37	55
Quadro - 43	56
Quadro 44 - Análise de Variância (ANOVA-ONEWAY) comprovando diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados quanto à Fenda Vertical, valores expressos em micrômetros	57
Quadro 45 - Demonstrativo dos grupos considerados semelhantes pelo teste de Tukey (ao nível de significância de 5%) quanto à FENDA VERTICAL, as colunas representam resultados semelhantes estatisticamente, valores expressos em micrômetros	57
Quadro 46 - Representa as médias e o erro padrão dos componentes UCLA analisados quanto à Fenda Vertical, valores expressos em Micrometros	58
Quadro - 52	59
Quadro - 58	60
Quadro - 64	61
Quadro - 70	62
Quadro - 76	63
Quadro - 82	64
Quadro - 88	65
Quadro 89 - Análise de Variância (ANOVA-ONEWAY) comprovando diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados quanto à Discrepância Horizontal, valores expressos em micrômetros	66

Quadro 90 - Demonstrativo dos grupos considerados semelhantes pelo teste de Tukey (ao nível de significância de 5%) quanto à Discrepância Horizontal, as colunas representam resultados semelhantes estatisticamente, valores expressos em micrômetros	66
Quadro 91 - Representa as médias e o erro padrão dos componentes UCLA analisados quanto à Discrepância Horizontal, valores expressos em micrômetros.....	67

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAIS E MÉTODO	26
4.1 MATERIAIS	26
4.2 MÉTODO.....	32
4.2.1 Microscopia eletrônica de varredura	34
4.2.2 Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS).....	34
4.2.3 Confecção das amostras.....	35
4.2.4 Preparo das amostras a serem tratadas com retificação interna	36
4.2.5 Análise e avaliação das amostras.....	37
4.2.6 Avaliação da fenda vertical.....	39
4.2.7 Avaliação da discrepância horizontal	41
5 RESULTADOS	45
5.1 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA NOBRE(MEDIDAS EM MICROMETROS).....	45
5.2 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TILITE(MEDIDAS EM MICROMETROS).....	47
5.3 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TITÂNIO (MEDIDAS EM MICROMETROS).....	48
5.4 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E MUNHÃO PERSONALIZADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)	50
5.5 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ANTI- ROTACIONAL(MEDIDAS EM MICROMETROS).....	52
5.6 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL (MEDIDAS EM MICROMETROS)	53

5.7 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL RETIFICADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)	55
5.8 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA NOBRE (MEDIDAS EM MICROMETROS)	59
5.9 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TILITE (MEDIDAS EM MICROMETROS)	60
5.9.1 Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA Titânio (medidas em Micrometros)	61
5.9.2 Discrepância Horizontal entre Implante e Munhão Personalizado (medidas em Micrometros)	62
5.9.3 Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido anti-rotacional (medidas em Micrometros)	63
5.9.4 Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido rotacional (medidas em Micrometros)	64
5.9.5 Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido rotacional retificado (medidas em Micrometros)	65
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	74
ANEXOS	78
ANEXO A - Quadros de Medições das Fendas Verticais	79
ANEXO B - Quadros das Medições das Discrepâncias Horizontais	88
ANEXO C - Estatística	98

1 INTRODUÇÃO

A osseointegração foi definida por Brånemark *et al.* (1987), como sendo o fenômeno de uma conexão estrutural direta e funcional entre o tecido ósseo e a superfície de um implante em função (suportando carga). Sendo os primeiros estudos sobre micro-circulação e vascularização óssea realizados na Universidade de Lünd na Suécia em 1952. O sucesso clínico dos implantes osseointegrados gerou um grande aumento de seu uso em todo mundo, sendo que os percentuais de sucesso atingem 93% para implantes mandibulares e 84% para os maxilares em estudos de 15 anos de acompanhamento realizados por Brånemark (1985). Além disso, os prognósticos de sucesso estão entre 90% e 100%, independentemente do tipo de implante, de sua superfície e do desenho da prótese, segundo relatos de Zarb *et al.* (2005). O crescente sucesso e a introdução e a popularização desse sistema estimularam o surgimento de vários sistemas alternativos de implantes, cópias de componentes de forma muito próxima ao projeto de desenho, tamanho, forma e protocolo de tratamento do sistema original. Ainda muitos desses sistemas se dizem compatíveis e intercambiáveis com o sistema Brånemark tanto no mercado nacional como internacional. Esses implantes e componentes oferecem uma alternativa atrativa, pois apresentam um custo menor, além de um aumento das opções restauradoras e da facilidade de aquisição dos componentes.

Em 1988, Beumer e Lewis, na Universidade da Califórnia, desenvolveram um pilar calcinável, denominado UCLA, que depois de fundido seria conectado diretamente sobre a plataforma do implante com a possibilidade de restaurar proteticamente fixações mal posicionadas, ou com pouco espaço interoclusal, e onde a necessidade estética não permitiria uma cinta metálica, além de tornar simplificada a restauração. Com a fundição desse pilar calcinável a distorção no processo de confecção pode provocar um mau assentamento da peça sobre o implante criando uma interface que favoreceria o aparecimento de perimplantite, Lewis *et al.* (1991). Segundo Hurson *et al.* (1996), dois passos de acabamento são necessários, para amenizar as distorções inerentes ao processo de fundição. Primeiro o orifício de acesso ao parafuso deve estar limpo e o assentamento do parafuso do pilar deve ser retificado. Segundo, deve-se retificar as superfícies de

encaixe do pilar, para remover desigualdades resultantes do processo de fundição, objetivando melhor ajuste entre componentes protéticos e implante. Contudo, outras alternativas de pilares UCLA surgiram no mercado com bases pré-usinadas em liga nobre ou semi-nobre sugerindo, segundo o fabricante, uma melhor adaptação, visto que é realizado uma sobre-fundição com liga metálica compatível com a base, não alterando assim a base pré-usinada. Essa alternativa de novos componentes tem gerado o uso clínico indiscriminado, o que pode alterar os índices de sucesso obtidos com o sistema Bränemark. Karl *et al.* (2005), concluíram que a adaptação passiva das estruturas e componentes protéticos sobre implantes é afetada pelo material e pelo processo de fabricação dos mesmos. Um dos maiores desafios na execução dos trabalhos protéticos implanto-suportados é o de fabricar e escolher peças pré-fabricadas que tenham adaptação precisa e passiva sobre os implantes, visando evitar tensões que possam levar a complicações mecânicas e biológicas no trabalho executado. O encaixe de componentes combinados de modo impreciso pode influenciar o prognóstico de sucesso do implante a longo prazo. Desta forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar a precisão de adaptação de componentes intermediários do tipo UCLA sobre implante do mesmo sistema.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Gulhaév *et al.* (1981), justificaram a utilização clínica dos implantes de titânio nas áreas médicas (principalmente em odontologia), devido às suas características de alta resistência, de baixo peso específico ($d = 4,5$ gramas/centímetro cúbico a 25 graus Celsius) de alto ponto de fusão (1672 graus C), de baixo módulo de elasticidade (100000 N/m^2), de excelente resistência à corrosão e de ser altamente biocompatível. Sendo que suas propriedades dependem de sua pureza, sendo essa expressa em % de titânio (99,9; 99,8; 99,6; 99,5; 99,4) que correspondem às seguintes durezas (HB): 100; 145; 165; 195; 225, respectivamente.

Em estudos de Marker *et al.* (1983), comparando os metais preciosos com não preciosos registraram preocupações concernentes às ligas não preciosas usadas nas restaurações em relação aos efeitos em longo prazo na saúde dos tecidos orais e ao estresse sobre as restaurações que ocorre na cavidade oral. Apontaram a superioridade da liga metálica de ouro quando associada com porcelana.

Para Albrektsson *et al.* (1986) é critério mínimo de sucesso em reabilitação com implantes osseointegrados 85%, em cinco anos, e 80%, em dez anos. O tratamento reabilitador, no entanto, para encontrar-se nessa faixa necessita estar dentro de algumas características comuns: implante imóvel frente à análise clínica; exame radiográfico não demonstrando radiolucidez na interface osso/implante; perda vertical óssea menor do que 0,2mm anuais após o primeiro ano de função; ausência de sinais e sintomas irreversíveis e ou persistentes de: dor, infecção, neuropatias e parestesias.

Bränemark *et al.* (1987), definiram o fenômeno de osseointegração, como uma conexão estrutural direta e funcional entre o tecido ósseo e a superfície de um implante em função (suportando cargas oclusais). Sendo os primeiros estudos sobre microcirculação e vascularização óssea realizados na Universidade de Lünd, na Suécia, em 1952.

Mondelli *et al.* (1989), verificaram a contração de fundição e o desajuste de coroas totais fundidas, em função de técnicas de inclusão e tipos de revestimento empregados. Utilizaram-se ligas comerciais à base de prata-estanho, prata-paládio,

níquel cromo, cobre-zinco e cobre-alumínio e quatro tipos de revestimentos: Cristobalite, Hi-temp, Goldent e Termocast, encontrados no comércio odontológico. Constatou-se que a liga Ag-Sn (Superalloy) apresentou menores valores de contração ocorrido durante a fundição, a de Ni-Cr (Nicrocast) maiores valores e as de Cu-Al (Duracast MS) e Cu-Zn (Goldent LA) ficaram numa posição intermediária. Utilizaram-se duas técnicas de inclusão, uma referida como convencional e outra como compensação. As leituras dos desajustes foram realizadas através de um microscópio comparador. Cada coroa foi medida 3 vezes em quatro pontos, num total de doze leituras. Assim, para um total de 120 coroas foram realizadas 1440 leituras. Concluíram que a liga de Ag-Sn (Superalloy) apresentou menores desajustes, seguida da Ag-Pd (Palliag), Cu-Al (Duracast MS), Cu-Zn (Goldent LA) e Ni-Cr (Nicrocast), independentemente do tipo de revestimento e técnica de inclusão empregada.

Binon *et al.* (1990), relataram como complicações mais frequentemente encontradas, relacionadas ao desajuste entre implante e intermediário, o afrouxamento e a quebra de parafuso, a retenção de placa bacteriana, as respostas adversas dos tecidos moles e perda da osseointegração.

Lewis *et al.* (1991), observaram a necessidade de um novo componente protético para corrigir pequenas angulações e mesmo a fabricação de coroas telescópicas sobre os implantes com angulações mais severas. Com esse intuito, desenvolveram no ano de 1988 um componente protético confeccionado através de um tubo plástico calcinável para reconstrução protética sobre implantes Bränemark, que apresenta na base um encaixe hexagonal para não permitir a rotação da peça, e foi denominado "Abutment UCLA" (Universable Castable Long Abutment). Com a utilização e a necessidade, o sistema evoluiu para os *abutment* (pilares) personalizado "ProCera". No estudo de Lewis sobre 45 pacientes utilizando o componente UCLA, observou-se uma pequena perda óssea na área do pescoço do implante, sem fratura do mesmo ou da prótese além de não ser notado o eletrogalvanismo quando utilizada liga de ouro. O estudo concluiu que a adaptação do componente protético UCLA deve ser muito bem determinada no modelo em gesso, realizando criteriosamente o polimento com pasta de diamante sem danificá-la, porém o autor afirma ter notado discrepância de 4 a 8 micrometros na adaptação da peça. Além disso, os processos de fundição demonstram-se mais sensíveis tecnicamente, podendo gerar má adaptação e sendo esta alteração capaz de

exercer forças sobre o implante resultando em fracasso do trabalho enquanto os componentes usinados são mais precisos.

Journéus *et al.* (1991), em estudo avaliaram a carga e o desenho de parafusos de fixação protética para restaurações de implantes unitários. O foco desse estudo foi a estabilidade do parafuso, frente às forças oclusais máximas em vivo para pacientes com coroas unitárias (as quais usam um só parafuso para estabilizar a reconstrução protética ao implante). As medidas das forças oclusais foram cruzadas com parâmetros geométricos para cada paciente, para determinar a capacidade retentiva do parafuso. Concluíram que o parafuso de ouro com torque de 35 Ncm obteve os melhores resultados. Portanto, para reduzir o potencial de afrouxamento dos parafusos, os clínicos devem aplicar um torque correto, pois um afrouxamento do parafuso pode causar maiores problemas, como perda óssea ou fratura do implante, além da fratura do próprio parafuso do intermediário. Um torque insuficiente pode permitir a separação da conexão e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso, quando em função. Um torque excessivo pode causar falha do parafuso ou danificar a sua rosca.

Patterson *et al.* (1992), avaliaram a fadiga dos parafusos de ouro. Relataram que quando um parafuso é apertado ao máximo é aplicada sobre ele uma pré-carga, induzindo uma força compressiva nos componentes que estão unidos. Dessa forma, frente a forças externas, parte da força compressiva é perdida, aumentando a tensão do parafuso. A ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato, quando a pré-carga é aplicada e, dessa forma, o parafuso passa a receber toda a carga, tendo reduzido, assim, o seu tempo de fadiga. Concluíram que devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, faz-se necessário assegurar que os parafusos sejam apertados ao máximo, de modo a aumentar o tempo de vida dos mesmos. Recomenda-se, para isso, que o torque seja aplicado apropriadamente para cada tipo de parafuso. Afirmaram, ainda, que a maior parte dos aparelhos de torque necessita de exatidão, por causa das variáveis, além do controle dos instrumentos convencionais.

Com preocupação estética, Tarnow (1993), relatou o caso clínico de um implante isolado. Descreveu que a fixação deva ser colocada 3 a 4 mm apicalmente à junção cimento-esmalte dos dentes adjacentes. Neste artigo ele cita a utilização do pilar tipo UCLA e o desenvolvimento pela 3I (*Implant Innovations Inc*) do mesmo

pilar em ouro pré-fabricado. Previu-se nesta época que o futuro seria o de um pilar totalmente cerâmico que permitiria a aplicação direta da porcelana sem causar corrosão da cabeça do implante ou pilar.

Pesquisando a indicação dos pilares UCLA, Weinberg *et al.* (1993), concluíram que os componentes pré-manufaturados são superiores aos calcináveis, devido à qualidade do assentamento. Lembra ainda que se o parafuso de ouro não for suficientemente apertado, uma força oclusal é exigida para separar as interfaces, podendo gerar torção ou fratura do parafuso.

Burguete *et al.* (1994), relataram que o aperto em conexões parafusadas tem a função de travamento entre as partes integrantes do sistema. O processo de afrouxamento dos parafusos ocorre em dois estágios. Inicialmente, forças externas aplicadas à conexão parafusada, durante a mastigação, induzem a um efetivo desgaste por pressão de pré-carga, na conexão. O parafuso funcionaria como um sistema de mola, isto é, como se tivesse sido estendido pela pré-carga, cujo estiramento fosse mantido por força de fricção das roscas. Qualquer força externa, que provoque deslizamento entre as roscas, libera parte do alongamento e uma parte da pré-carga se perde. Nesse estágio, quanto maior a pré-carga, maior será a resistência para afrouxamento, por causa das forças de fricção entre as roscas. Num segundo estágio de afrouxamento, a pré-carga está abaixo do valor crítico, tanto que forças externas e vibrações causam a rotação ou volta das roscas. Uma vez que esse estágio tenha sido alcançado, a conexão parafusada para de realizar sua função pretendida e fracassa.

Wilson *et al.* (1993), referem que implantes de dois estágios que apresentam ângulo de noventa graus, (como acontece em sistemas de hexágono externo), no encaixe entre as duas partes, (sendo elas o implante e o intermediário), apresentam uma fenda de no mínimo dez micrômetros. Além disso, relaciona como sendo um acontecimento corriqueiro o aparecimento de fístula gengival, tendo como localização preferencial a interface implante-intermediário. Sugere-se, portanto, haver uma relação direta de causa-efeito de que a desadaptação localizada na interface implante-intermediário demonstra-se provável agente causal não só de problemas perimplantares (mucosite-perimplantite), como também de perda óssea ao redor de implantes.

Vidigal Junior *et al.* (1995), utilizaram cinco diferentes sistemas de implantes disponíveis no mercado. Após medições com microscopia eletrônica de varredura

encontraram mensurações de desadaptação que variavam de zero a 150 micrômetros o que facilitaria o acúmulo de placa bacteriana. Logo, a adaptação vertical demonstra-se importante para evitar o crescimento bacteriano na área o que poderia causar a periimplantite e comprometer a manutenção da osseointegração.

Carr *et al.* (1996), estudaram a resposta óssea periimplantar com diferentes níveis de adaptação protética, em macacos babuínos que tiveram os dentes posteriores extraídos e instalados implantes em cada arco de mandíbula. Foram instaladas duas próteses fixas (uma para cada arco) retidas por parafuso sem carga oclusiva. Um dos lados se julgou com adaptação passiva, com média de desadaptação de 38 micrômetros e outro com desadaptação provocada de 345 micrômetros. Os exames clínicos e radiográficos não demonstraram diferenças visíveis na osseointegração entre as próteses ajustadas e não ajustadas. Histomorfologicamente verificou-se uma média percentual de osseointegração de 51,4% nas próteses consideradas bem ajustadas e de 56,3% nas consideradas mal ajustadas. Relataram que a falência de implante como consequência de carga protética seguindo determinação clínica de primeira etapa bem-sucedida de osseointegração é pouco entendida e que o termo passivo, conforme entendido e aplicado na relação de próteses sobre implantes, é um termo imprecisamente definido, dada a impossibilidade de se realizar ajuste perfeito, assim, que este esteja livre de tensão.

Shillinburgh (1996), define o desajuste ou a má-adaptação marginal das próteses fixas odontológicas sobre dente ou sobre pilar protético no caso de restaurações implanto-suportadas, como a discrepância existente entre a margem do preparo e da restauração. Este desajuste pode ser influenciado por muitos fatores e, em diversos momentos, durante a confecção da prótese. O tipo de preparo, o ângulo de término de preparo, o material restaurador e a técnica laboratorial são alguns dos fatores que podem interferir nos resultados.

Byrne *et al.* (1998), compararam a adaptação marginal entre pilares pré-fabricados e pilares fundidos e acabados em laboratório nos seguintes aspectos: adaptação marginal entre implante e pilar, ajuste e adaptação entre o lado inferior dos pilares e suas respectivas bases de assentamento. Concluíram que os pilares pré-fabricados, incluindo aqueles sobre-fundidos e submetidos a queima de porcelana, são superiores na adaptação em relação aos padrões plásticos calcináveis, podendo ter implicações tanto no aspecto biológico quanto mecânico.

Scheler *et al.* (1998), em um estudo de cinco anos de acompanhamento de 99 implantes colocados, em vários centros pelo mundo, de implantes Brånemark para coroas unitárias, encontraram um resultado cumulativo geral de 95,9% de sucesso para os implantes e 91,1% para as coroas, mostrando que resultados estáveis a longo prazo podem ser atingidos com a colocação de implantes Brånemark para a fase de remodelação. A reabsorção óssea foi mínima após o primeiro ano de fase de remodelação, e o estado dos tecidos moles permaneceu estável. A mudança do parafuso do intermediário de titânio para de ouro parece ter resolvido o problema de afrouxamento do mesmo.

Gross *et al.* (1999), descreveram a microinfiltração presente na interface implante-pilar como causa de odor e inflamação da mucosa. Concluíram que o aumento do torque de fixação do pilar de 10N para 20N diminuiu significativamente a infiltração em todos os sistemas analisados.

Francischone *et al.* (1999), descreveram que a manutenção da osseointegração depende de fatores biomecânicos e periodontais em conjunto com as reabilitações protéticas, e demonstraram a preocupação em relação aos nichos para o desenvolvimento de bactérias que possibilitem o desenvolvimento de doenças peri-implantares.

Ormachea *et al.* (1999), avaliaram qual a angulação máxima do tubo do aparelho de raio-x convencional seria possível, para detectar fendas entre encaixes de intermediário sobre implante. Realizaram radiografias simulando diversas mensurações de fendas entre componentes (implante-intermediário), variando conjuntamente o grau de angulação do raio x. As fendas simuladas foram (zero, 21, 42, 50, 100, 150 micrômetros) e as angulações de (zero, cinco, dez e quinze graus) em relação à interface implante-intermediário. Concluíram que angulação acima de 5 graus do raio x em relação à interface implante-intermediário torna subjetiva a interpretação de radiografias com fendas de 50 micrometros ou menos. Colocando o tubo de raio-x paralelo ao longo eixo do implante, verifica-se fendas de, no mínimo, 21 micrometros.

David (1999), relatou que o processo de fabricação dos implantes é usualmente de usinagem. Neste caso, observa-se maior desgaste das ferramentas pela tendência do titânio de reagir quimicamente em elevadas temperaturas, inclusive com elementos da liga da ferramenta de corte, devendo-se utilizar algum

modo de refrigeração e baixa velocidade.

Carvalho *et al.* (2002), pesquisaram o assentamento de componentes UCLA Gold sobre a plataforma do implante, sendo esse o grupo controle. Compararam com ligas não preciosas: UCLA em teflon fundido em titânio CP (comercialmente puro) e em Tilitite. Relatam o aparecimento de ligas não preciosas no mercado odontológico, cada vez em maior escala, devido ao alto custo do ouro e pelas suas propriedades mecânicas (resistência e elasticidade). Concluíram que o grupo fundido em tilitite mostrou melhor assentamento ao implante que o grupo fundido em titânio comercialmente puro, porém ambos foram inferiores ao grupo controle.

Meyer *et al.* (2003), em estudo de avaliação de compatibilidade entre componentes de diferentes sistemas relatou poder haver variações consideráveis não só na precisão de fabricação dos componentes para implantes, como também na sua adaptação e conseqüente biocompatibilidade. Essas alterações seriam passíveis de ocorrer dentro de um mesmo sistema ou no intercâmbio de sistemas. De acordo com o estudo, no entanto, os sistemas de implantes analisados (Conexão S.A., Neodent S.A., Nobel Biocare S.A. e 3I (3I Implant Innovations), são compatíveis, sendo possível o encaixe de todos os intermediários sobre todos os implantes, com diferenças nos resultados dos sistemas originais para os do intercâmbio entre componentes. Tendo o sistema Neodent S.A. apresentado uma fenda pequena, em média, mas os resultados mostraram uma falta de regularidade nos pontos da interface, os quais apresentaram fendas muito grandes e outras muito pequenas, indicando que a adaptação não era a mesma em todo o seu perímetro. Além disso, notou-se um número expressivo de irregularidades nos bordos (edentações) que, provavelmente, sejam decorrentes do processo de usinagem.

Francischone *et al.* (2004), avaliaram a influência de alguns tipos de ligas na adaptação de infra-estruturas protéticas sobre pilares Cera One do sistema Brånemark. Foram obtidas fundições a partir de cápsulas poliacrílicas com diferentes tipos de ligas metálicas (titânio, ouro cerâmico, ouro tipo IV, níquel-cromo, prata-paládio). As fundições foram assentadas sobre o pilar Cera One e medida a adaptação marginal através do projetor óptico. Esses mesmos procedimentos também foram realizados para infra-estruturas pré-fabricadas de cerâmica (DCB 128) e de ouro (DCB 160) e suas respectivas fundições. Os resultados mostraram uma melhor adaptação marginal das infra-estruturas pré-fabricadas de ouro e de cerâmica e suas respectivas sobrefundições quando comparadas às infra-estruturas

fundidas a partir das cápsulas poliacrílicas.

Guindy *et al.* (2004) demonstraram que ligas metálicas e porcelanas biocompatíveis devem ser usadas para estruturas de próteses implanto-suportadas. É essencial que não haja falhas na adaptação entre os elementos protéticos. O "gap" portanto deve ser evitado.

Stefanos *et al.* (2004), analisaram, num período de doze anos, os resultados de reabilitação de 1692 implantes. O índice de sucesso dos implantes nesse período foi de 95,6%. Os fracassos precoces representaram uma alta porcentagem de fracassos. A periimplantite foi a principal causa dos fracassos posteriores. Esse estudo enfatiza que seus resultados indicam que a reabilitação com implantes é um método previsível e seguro de tratamento.

Cho *et al.* (2004), avaliaram a longo prazo o afrouxamento de parafuso para implante padrão (3,75 mm) e de diâmetro largo (5,0 mm) em casos de parcialmente desdentados. Dentro das limitações do estudo, os implantes de diâmetro largo testados mostraram menor afrouxamento de parafusos do que os implantes de diâmetro padrão, quando dado somente torque manual. No entanto, com o uso de chave de torque para apertar os parafusos com a força recomendada, impediu-se que esse afrouxamento ocorresse em todos os casos.

Duarte *et al.* (2005), em estudo de revisão de literatura prestam esclarecimentos sobre torque na implantodontia. Descrevem o torque como uma força aplicada a um objeto com a finalidade de torcê-lo. A vantagem de um sistema de próteses parafusadas seria a reversibilidade completa, no entanto a desvantagem seria que os parafusos dos componentes protéticos poderiam afrouxar-se. Os fatores contribuintes para o afrouxamento seriam: aperto insuficiente, próteses inadequadas, adaptação deficiente dos componentes, cargas excessivas, assentamento e desenho inadequado do parafuso e elasticidade óssea. O clínico podendo controlar os quatro primeiros. Sendo as respostas para as causas do afrouxamento em relação ao torque: aperto inadequado, baixa pré-carga na conexão parafusada, força de travamento inadequado, inconstância operatória, resultando em uma ampla variação de aplicação do torque. Nos sistemas Bränemark e similares, a ancoragem do implante consiste na fixação do intermediário ao cilindro de ouro, os quais são conectados pelo parafuso do intermediário e pelo parafuso de ouro. Recomendando-se que o parafuso de ouro seja apertado com torque de 10Ncm e o parafuso de intermediário com 20Ncm, e para sistemas com um único implante e

coroa protética, 32 Ncm (em dentes anteriores com implante de plataforma regular) e 45Ncm (em dentes posteriores com implante de plataforma larga).

Simamoto *et al.* (2005), após a retificação, cerca de 94% dos pilares tipo UCLA encontravam-se com valores de desajuste vertical igual ou abaixo de 10 micrômetros. Refere o resultado a uma técnica laboratorial controlada e que as interferências das etapas laboratoriais podem ser superadas, sendo o uso de retificadores de cilindros fundíveis considerado, frente aos resultados, como técnica satisfatória para o controle de qualidade no ajuste de pilares fundíveis, já que foram constatados menores valores de desajuste após seu emprego. Novas tecnologias e técnicas apresentam-se com resultados satisfatórios para a otimização do ajuste em próteses implantadas, como eletrocorrosão e soldagem a laser, no entanto não são viáveis e com as facilidades técnicas encontradas com o uso dos retificadores de pilares fundíveis, à grande parte dos profissionais e laboratórios de prótese. Portanto, dentro da metodologia aplicada neste estudo pode-se concluir que a ação dos retificadores de cilindros fundíveis proporcionou melhora estatisticamente significativa no ajuste dos pilares plásticos tipo UCLA à plataforma dos implantes.

Karl *et al.* (2005), concluiu que a adaptação passiva das estruturas e componentes protéticos sobre implantes é afetada pelo material e pelo processo de fabricação dos mesmos, bem como pelo mecanismo de retenção (parafusado ou cimentado).

3 PROPOSIÇÃO

Frente à importância de uma adaptação precisa entre componentes de reabilitações com implantes dentários, o presente trabalho teve como proposta realizar a análise comparativa da precisão de adaptação vertical e horizontal entre componentes UCLA e implante de um mesmo sistema.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 MATERIAIS

Para a realização desta pesquisa foram utilizados os seguintes componentes (ver Quadro 1):

- a) 1 (um) implante de plataforma regular, hexágono externo, 3,75mm de diâmetro, plataforma 4.1mm e 15mm de comprimento- Implante TITAMAX Ti Cortical Liso - 3,75 x 15mm (Neodent S.A., Curitiba, Paraná, Brasil);
- b) 05 (cinco) componentes UCLA calcinável para implante de plataforma regular, hexágono externo, anti-rotacional (Neodent S.A.);
- c) 05 (cinco) componentes UCLA calcinável para implante de plataforma regular, hexágono externo, rotacional (Neodent S.A.);
- d) 05 (cinco) componentes UCLA de base pré-usinada de TILITE (liga composta de 76% de níquel, 13,5% de cromo, 6% de molibdênio e 4% de titânio), para implante de plataforma regular, hexágono externo, com anti-rotacional (Neodent S.A.);
- e) 05 (cinco) componentes UCLA Nobre para implante de plataforma regular, hexágono externo, anti-rotacional (Neodent S.A.);
- f) 05 (cinco) componentes Munhão Personalizado, para implante de plataforma regular, hexágono externo (Neodent S.A.);
- g) 05 (cinco) componentes UCLA titânio, para implante de plataforma regular, hexágono externo, anti-rotacional (Neodent S.A.);
- h) 30 (trinta) parafusos sextavados para fixação de UCLA, para implante de plataforma regular, hexágono externo (Neodent S. A.);
- i) 1 (um) retificador interno para UCLA (Conexão S.A., São Paulo, São Paulo, Brasil).

Foi realizado sobre as amostras análise por Espectroscopia por dispersão de Energia (EDS) dos componentes de todos os sistemas (ver figura 1), para caracterizar sua composição, como descrito no método e demonstrado nos resultados.

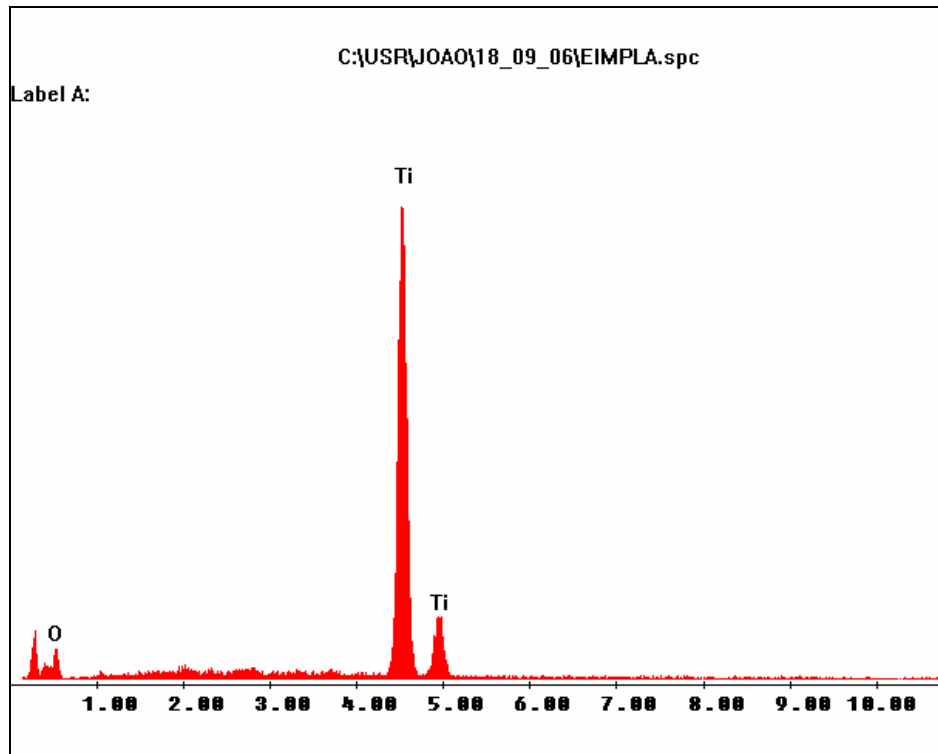


Figura 01 - Gráfico de EDS do Implante

Os componentes e os números dos lotes estão relacionados abaixo , todos componentes foram fabricados pela Neodent S.A. Curitiba - Paraná - Brasil (ver Figura - 02):

- a) 1 (um) Implante Titamax Ti Cortical Liso 3,75 x 15 mm - Lote - 24353 - Código. 9.319;
- b) 5 (cinco) Ucla Nobre 4.1 Anti-Rotacional - Lote - 209058 - Código - 18.037;
- c) 5 (cinco) Munhão Personalizado 4.1 - Lote - 683054 - Código - 114.029;
- d) 5 (cinco) Ucla Tilité 4.1 Anti-Rotacional - Lote - 712291 - Código - 118.121;
- e) 5 (cinco) Ucla Calcinável 4.1 Anti-Rotacional - Lote - 717105 - Código - 118.004;
- f) 5 (cinco) Ucla Calcinável 4.1 Rotacional - Lote - 654383 - Código - 118.005;
- g) 5 (cinco) Ucla Titânio 4.1 Anti-Rotacional - Lote - 710059 - Código - 118.009;
- h) 1 (uma) Chave Digital 1.2 Média - Lote - 746717 - Código - 104.012;
- i) 1 (uma) Conexão Torque 1.2 - Lote - 503171 - Código - 5.005;
- j) 30 (trinta) Parafusos Sextavados 4.1 Titânio - Lote - 700591 - Código -

116.002;

- k) 1 (uma) Chave Catraca Torquímetra Protética - Lote - 700326 - Código - 104.026.

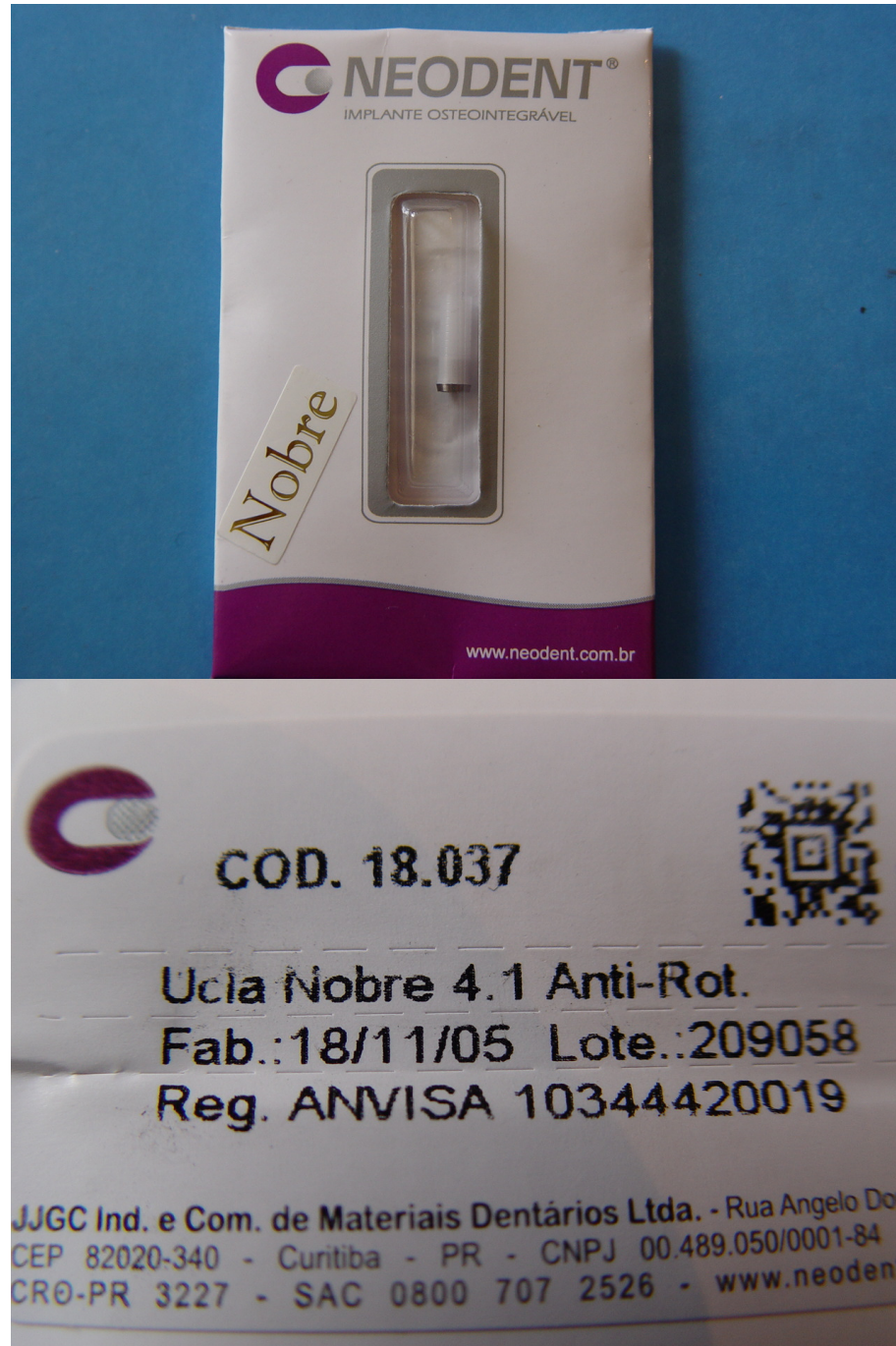


Figura 02 - Foto de embalagem de componente frente e verso

Quadro 1 – Materiais utilizados no estudo e respectivos fabricantes.

MATERIAL	FABRICANTE
IMPLANTE DE PLATAFORMA REGULAR	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA FUNDIDO ROTACIONAL	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA FUNDIDO ROTACIONAL COM RETIFICAÇÃO INTERNA	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA FUNDIDO ANTI-ROTACIONAL	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA TITÂNIO	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA DE BASE PRÉ-USINADA DE TILITE	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE UCLA DE BASE PRÉ-USINADA NOBRE	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
COMPONENTE MUNHÃO PERSONALIZADO	NEODENT - S/A , CURITIBA, BRASIL
RETIFICADOR PARA PILAR TIPO UCLA	CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE – SÃO PAULO, BRASIL



Figura 03 - Componentes UCLA; da esquerda para direita (UCLA Calcinável, UCLA Fundido, UCLA Titânio, Munhão Personalizado, UCLA Tilite e UCLA Nobre)



Figura 04 - Simulação de encaixe dos componentes para avaliação de desadaptação, de cima para baixo (Parafuso de Titânio 4.1 para fixação de UCLA, Componente Munhão Personalizado e Implante)



Figura 05 - Figura parcial do corpo de um implante de plataforma regular e hexágono externo

Fonte: Catálogo do Fabricante; Neodent S. A. Curitiba, Paraná, Brasil)

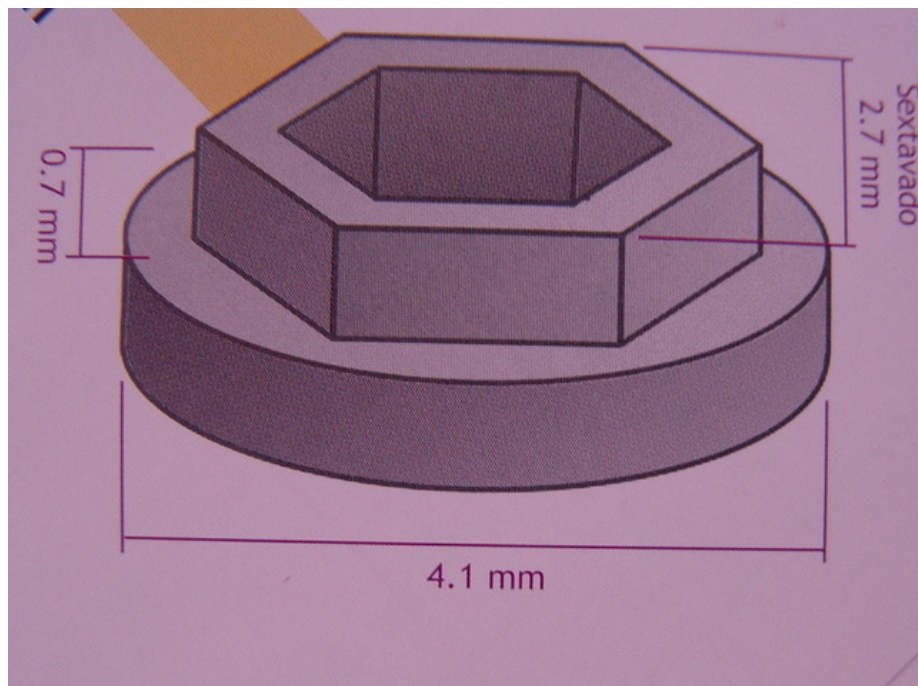


Figura 06 - Figura da plataforma de um implante de hexágono externo e plataforma regular

Fonte: Catálogo do Fabricante; Neodent S.A. Curitiba, Paraná, Brasil)

4.2 MÉTODO

Foram executadas medições de análise de fenda vertical existente entre o bordo do componente UCLA e o bordo da cabeça do implante, e realizadas mensurações de análise de discrepância horizontal levando em consideração o mesmo parâmetro (ver figura 07 e figura 08). As medições foram realizadas por meio de microscópio eletrônico de varredura, pela técnica de raio x característico (microsonda), com aparelho microscópio marca Phillips modelo XL 30 (Holanda) (ver figura - 09).

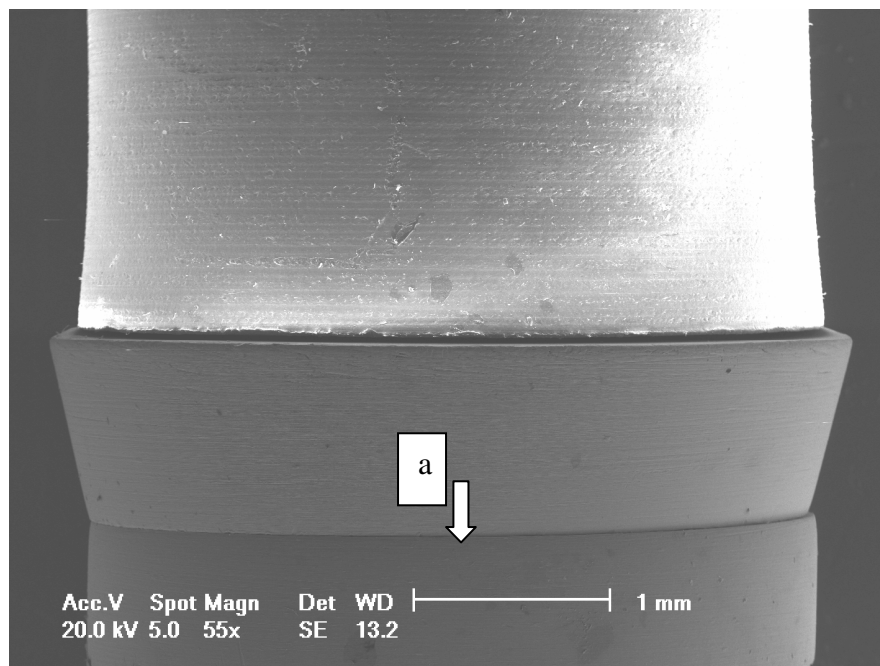


Figura 07- a - Região de análise da fenda vertical

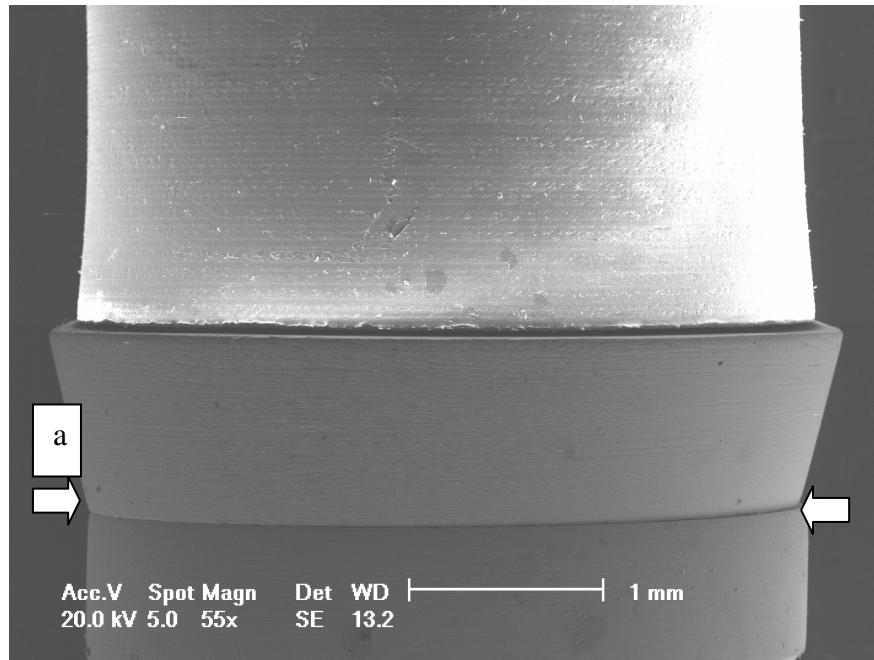


Figura 08 - a - Região de análise da discrepância horizontal

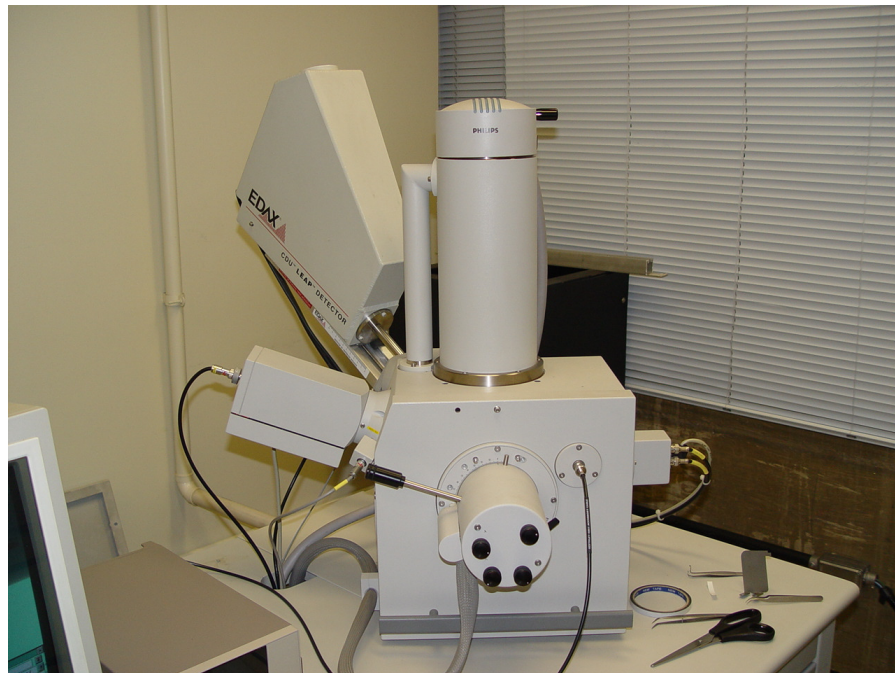


Figura 09 - Microscópio Eletrônico de Varredura

4.2.1 Microscopia eletrônica de varredura

No ano de 1926, Bush provou que era possível focalizar um feixe de elétrons utilizando uma lente eletromagnética circular. Com base nestes dados, em 1931 foi iniciada a construção do primeiro Microscópio Eletrônico de Transmissão (MET). Em 1939, a Siemens construía o primeiro modelo comercial de MET.

Os primeiros trabalhos publicados sobre microscópio eletrônico de varredura (MEV), data de 1938, descrevendo a utilização de bobinas de varredura em um microscópio eletrônico de transmissão (MET). O primeiro MEV utilizado para observações de amostras espessas foi descrito em 1942, com resolução da ordem de 1 micrômetro, resolução pior que a utilizada por microscopia ótica.

O microscópio óptico consta de duas lentes convergentes, onde a primeira está próxima ao objeto, denominada lente objetiva (grande distância focal), e a segunda lente é uma lupa denominada ocular (pequena distância focal).

Os microscópios ópticos ficam, então limitados a um aumento máximo de 2.000 x , pois acima deste valor os detalhes menores que o comprimento de onda da luz empregada (4.000 - 7.000 Å) são imperceptíveis. Desse modo, para aumentar a resolução, a fim de se obter a imagem desejada, foi necessário trabalhar com comprimento de onda menor, o que acontece com microscópio eletrônico de varredura.

4.2.2 Espectroscopia por Dispersão de Energia (EDS)

Fótons com energia correspondente ao espectro de raio-x atingem o detector do EDS quase que simultaneamente, o processo de medida deve ser rápido, possibilitando analisar a todos os comprimentos de onda também de modo simultâneo. Os pulsos de voltagem são transferidos a um analisador de multicanal, que possui da ordem de 1000 canais, cada um correspondendo a uma faixa de voltagem. Quando um pulso de voltagem atinge o detector, ele é direcionado ao canal apropriado ao seu valor e o analisador armazena todo o espectro, que pode

ser obtido em segundos.

A intensidade de raio-x emitida por vários elementos em uma amostra, é aproximadamente proporcional as frações em peso de cada elemento que emite radiação.

Com o objetivo de caracterizar a pureza do material, foram realizadas análises de EDS no corpo do implante e nos componentes avaliados com aparelho Phillips XL30, com tensão de aceleração de 20 kV em uma distância de trabalho de 10mm, apenas para avaliação qualitativa.

4.2.3 Confeção das amostras

Foi realizada a pesquisa sobre sistema de implante nacional selecionado (Neodent S.A.) com componentes compatíveis com Sistema de Implante Bränemark, hexágono externo com 3,75mm de diâmetro e plataforma de 4,1mm. Os componentes, que tiveram a adaptação testada sobre o Implante Neodent, foram: componentes calcináveis fundidos rotacional (fundição do Ucla) - (Neodent - S.A.), componentes calcináveis fundidos rotacional com retificação interna (fundição do Ucla) (Neodent - S.A.), componentes calcináveis fundidos anti-rotacional, componentes Ucla de titânio (Neodent S.A) ,componentes de base pré-usinada de Tilitite (Neodent - S.A), componentes Ucla Nobre (Neodent. S.A.), componente munhão personalizado (Neodent S.A.). Os componentes (Ucla Calcináveis) foram fundidos por meio de fundição convencional em Níquel-Cromo (maçarico). O revestimento fosfatado para fundição (Termocast, Polidental, Brasil), foi proporcionado e espatulado de acordo com as recomendações do fabricante. A inclusão foi feita sob vibração e o revestimento pincelado na porção interna dos pilares UCLA. Após o processo de carbonização da cera, os pilares foram fundidos em liga de Níquel-Cromo (Verabond II, AALBA Dent Inc, Cordelia, CA , EUA), liga metálica de uso odontológico não nobre, com temperatura de fusão entre 1370 - 1400 graus Celsius. Após a fundição as amostras foram desincluídas (ver figura 10) manualmente e os condutos de alimentação foram seccionados com disco de óxido de alumínio, limpos internamente, seguido do jateamento dos pilares com esferas de óxido de alumínio de granulação de 100 micrometros sob pressão de 5,08

Kilogramas por centímetro quadrado, protegendo a cervical dos pilares com análogos de implante.



Figura 10 - Foto das amostras de UCLA Calcináveis sendo desincluídas

4.2.4 Preparo das amostras a serem tratadas com retificação interna

O grupo de amostras de UCLA fundidos rotacional foram primeiramente analisados em microscopia eletrônica de varredura, logo após a sua fundição e acabamento convencional. Após essas primeiras medições os componentes foram levados novamente ao laboratório para que se processe a retificação interna das amostras(ver figura 11). Foram realizados movimentos rotacionais padronizados com o intuito de retificação interna das amostras. Efetuou-se portanto, nessas amostras, movimentos rotacionais de seis vezes por amostra na parte interna dos componentes UCLA calcináveis fundidos rotacionais com o aparelho retificador, intercalando sentido horário e anti-horário, totalizando 10 movimentos. Após a retificação as amostras foram reanalisadas na mesma posição.

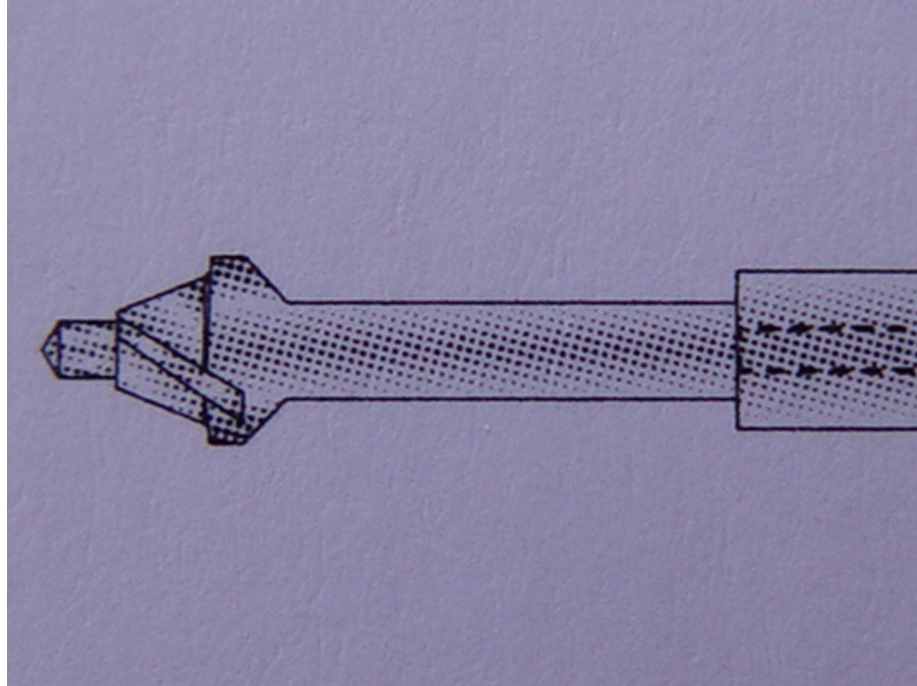


Figura 11 - Foto do retificador

Fonte ; Catálogo do fabricante, Conexão S.A., São Paulo, SP./Brasil

4.2.5 Análise e avaliação das amostras

Para avaliação da fenda vertical e discrepância horizontal, foi utilizada microscopia eletrônica de varredura (MEV). Essas avaliações foram realizadas após a conexão do intermediário (UCLA) sobre o implante com parafuso de titânio e dado um torque nesse parafuso de fixação com torquímetro manual (Figura 12) (Neodent S.A.) de 10N.

Todos componentes foram limpos com um banho de acetona em ultra-som após a realização da troca deles sobre o implante.

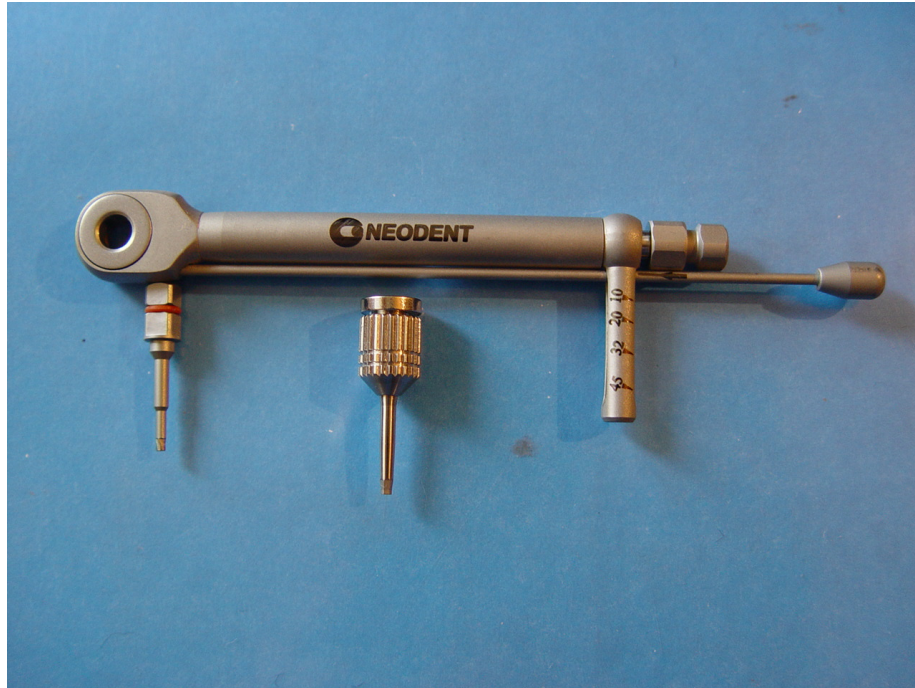


Figura 12 - Foto do torquimetro manual e das chaves utilizadas para dar o torque

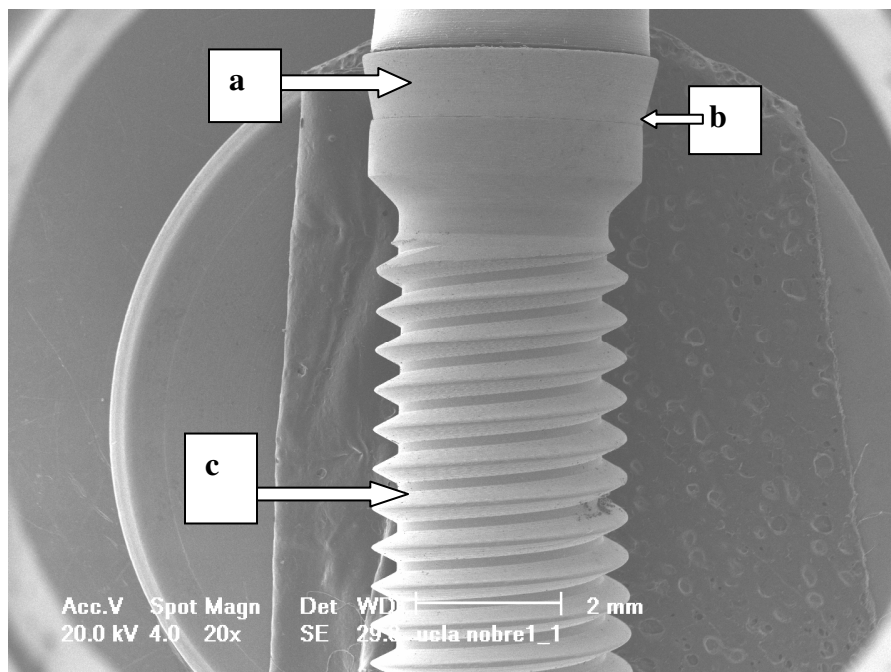


Figura 13 - Foto de Microscopia Eletrônica de Varredura de: Implante com componente UCLA Nobre adaptado sobre ele. a - Componente UCLA Nobre, b - região de análise e c - implante

4.2.6 Avaliação da fenda vertical

Para avaliação da fenda vertical, foram realizadas medidas do espaço entre implante e intermediário (UCLA) em três pontos, sendo dois pontos nas extremidades e um ponto no centro (ver Figura 14). Foram avaliadas quatro faces opostas do implante, que foram devidamente selecionadas e marcadas para que as medições se realizassem na mesma região referente ao implante, variando somente o componente UCLA a ser avaliado, totalizando , portanto doze medidas por componente avaliado (ver figura 17). As medidas demonstram-se em micrometros. Foram avaliados sobre o implante Neodent : UCLAS calcináveis acrílicos com e sem sistema anti-rotacional, após a fundição e retificação, componentes de base pré-usinada de Tilitite, componentes UCLA Nobre, componentes UCLA Titânio, componentes Munhões personalizados (todos Neodent S.A.).

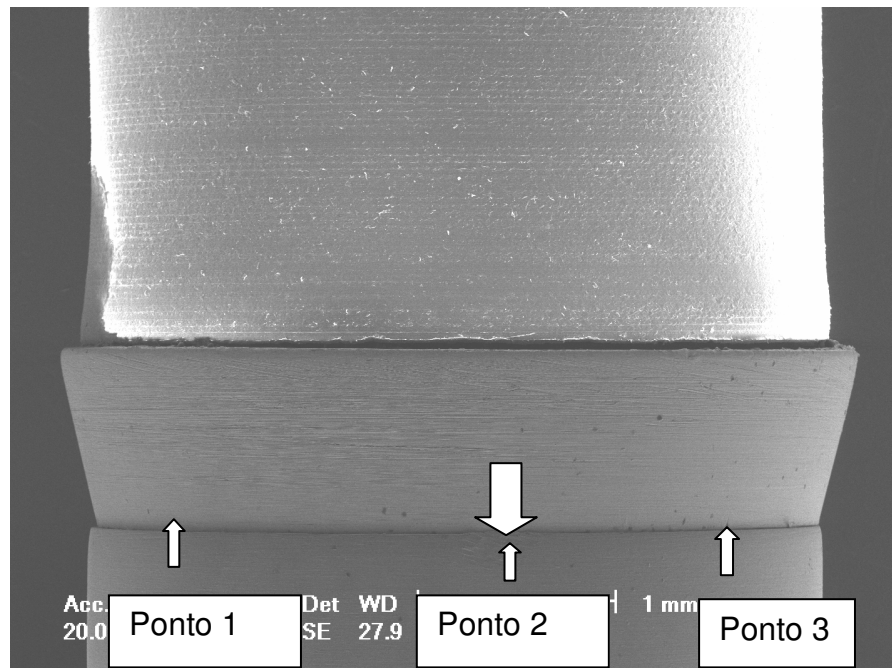


Figura 14 - Fenda vertical vista por microscopia eletrônica de varredura. Os três pontos medidos por cada face estão denominados com: ponto 1, ponto 2 e ponto 3

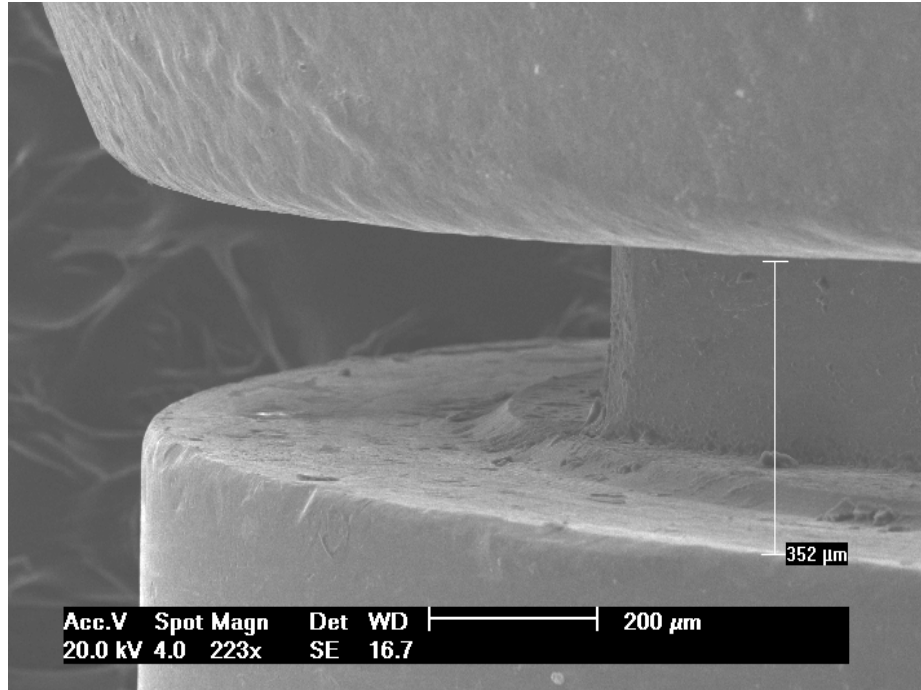


Figura 15 - Simulação de fenda vertical

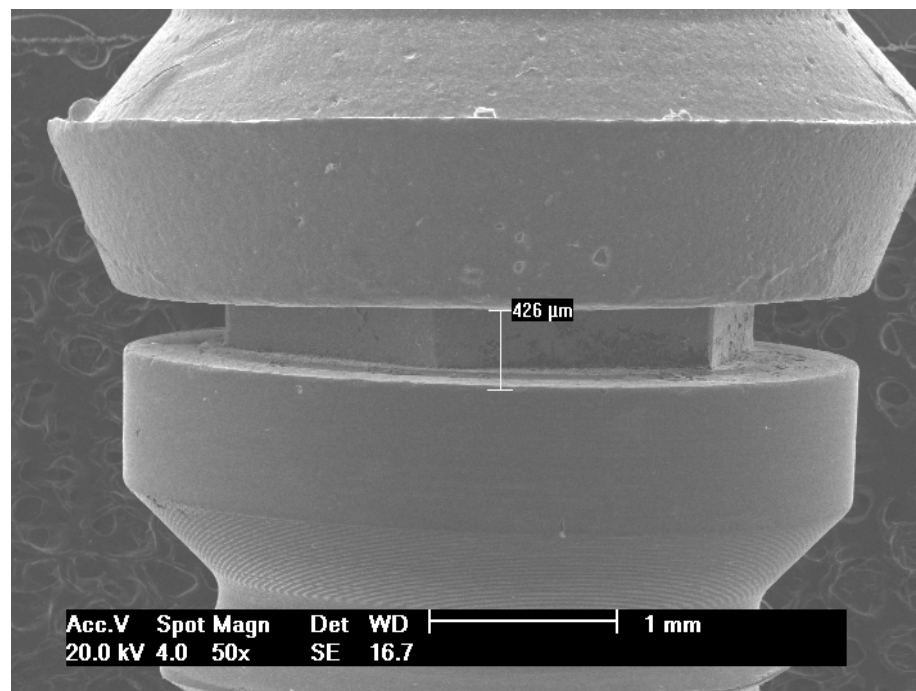


Figura 16 - Simulação de fenda vertical

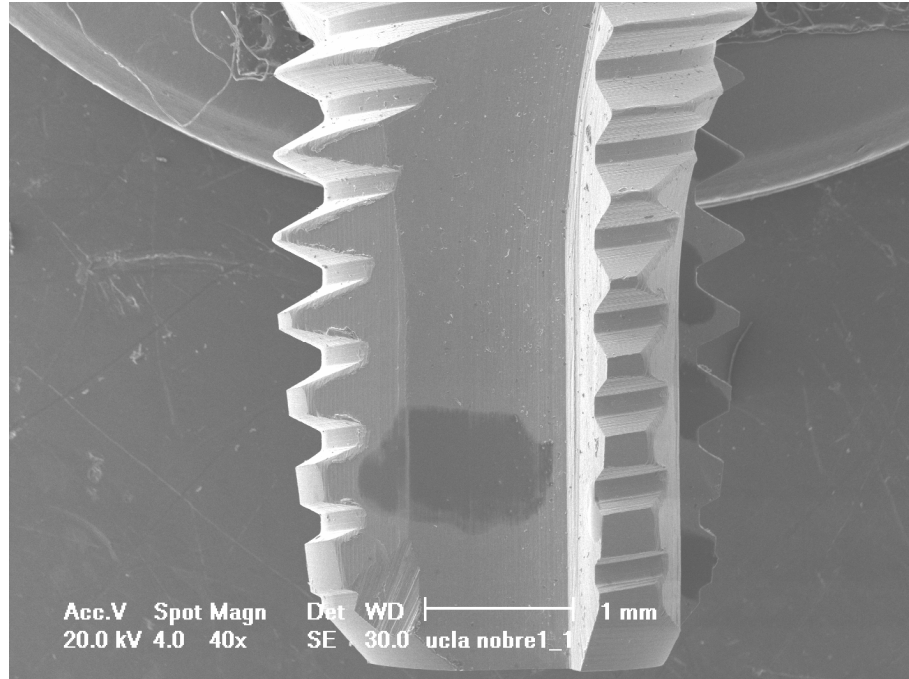


Figura 17 - Marcação de número 1, sinalizando a primeira face analisada do implante de um total de quatro faces simetricamente opostas

4.2.7 Avaliação da discrepância horizontal

Na avaliação da discrepância horizontal, foram realizadas duas medidas para cada conexão (uma do lado direito e outra do lado esquerdo) com a face a ser avaliada seguindo o mesmo parâmetro usado para avaliação da fenda vertical (quatro faces do implante pré-determinadas, totalizando 08 medidas por componente avaliado).

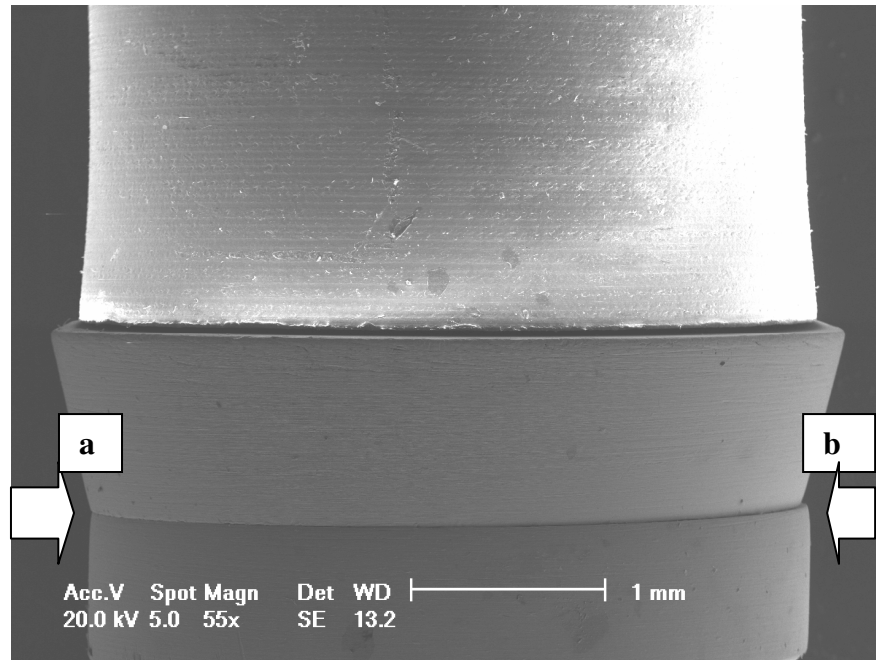


Figura 18 - Discrepância horizontal vista por microscopia eletrônica de varredura, a-discrepância zero e b-discrepância negativa

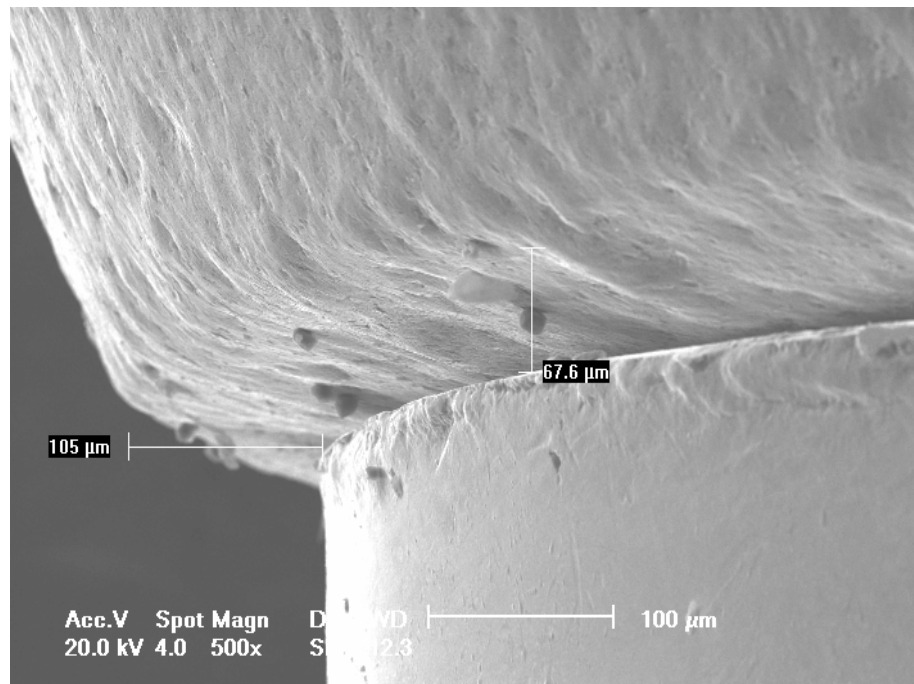


Figura 19 - Simulação de discrepância horizontal positiva

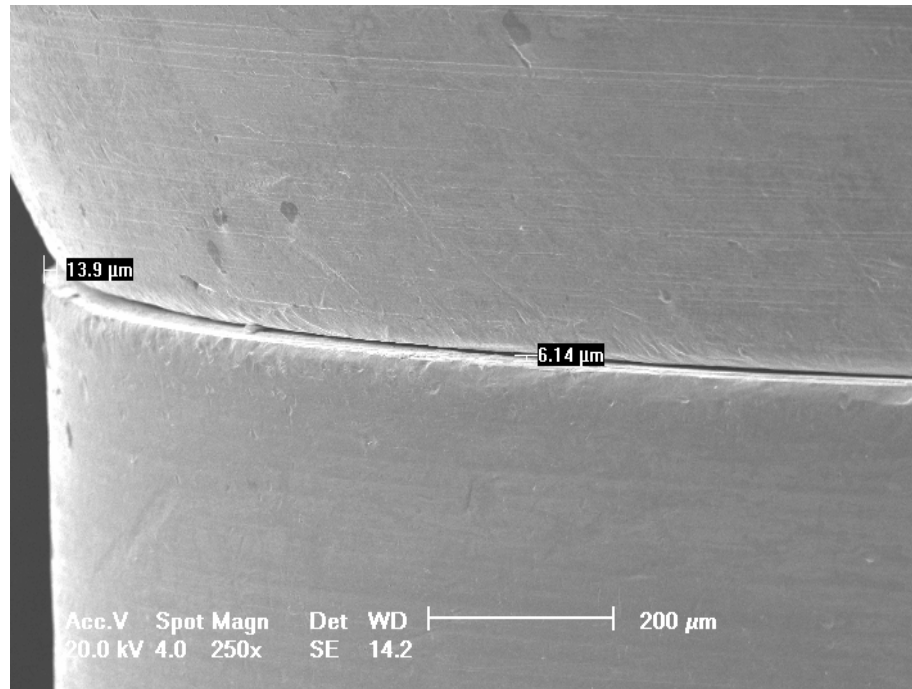


Figura 20 - Simulação de discrepância horizontal negativa

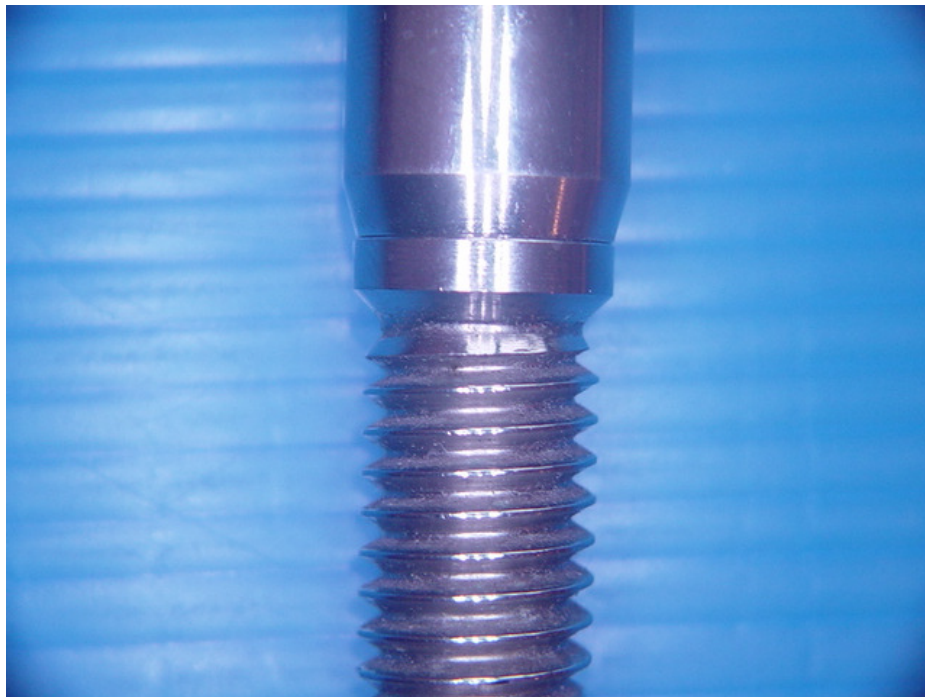


Figura 21 - Adaptação macroscópica entre implante e intermediário

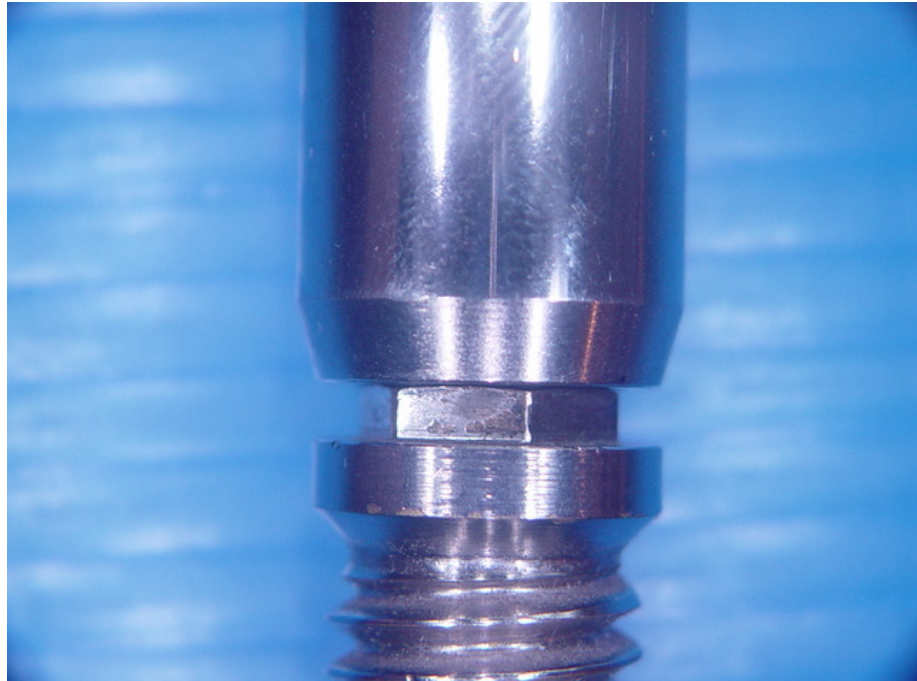


Figura 22 - Presença (simulação) de fenda vertical



Figura 23 - Presença (simulação) de fenda horizontal

5 RESULTADOS

5.1 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA NOBRE (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros 2 a 6). Foi realizado EDS não só do implante, como também do componente UCLA Nobre para verificar e confirmar a composição.(ver figura 25 e 26).

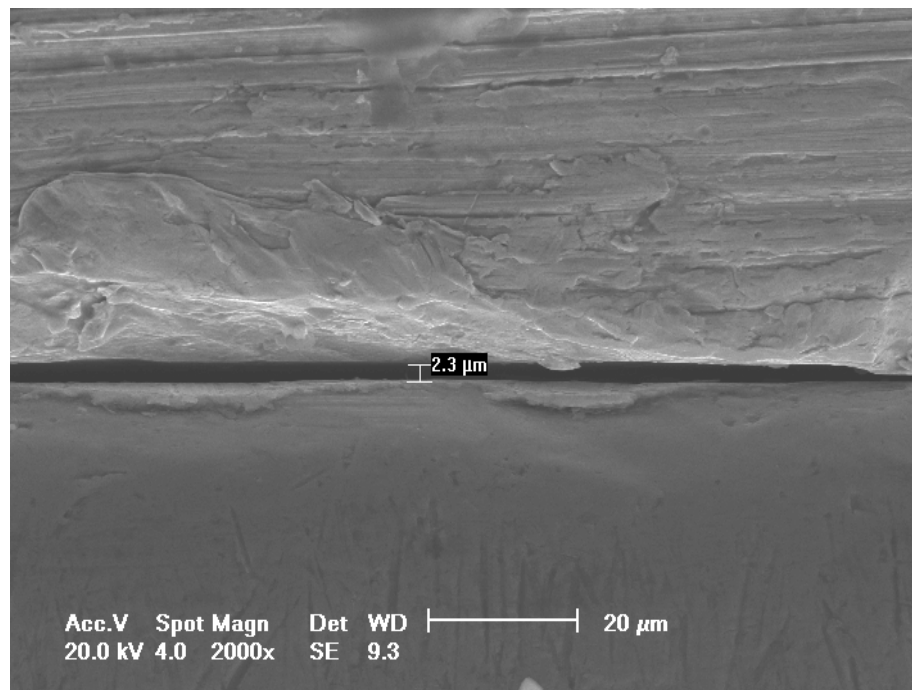


Figura 24 - Análise de fenda vertical em UCLA Nobre

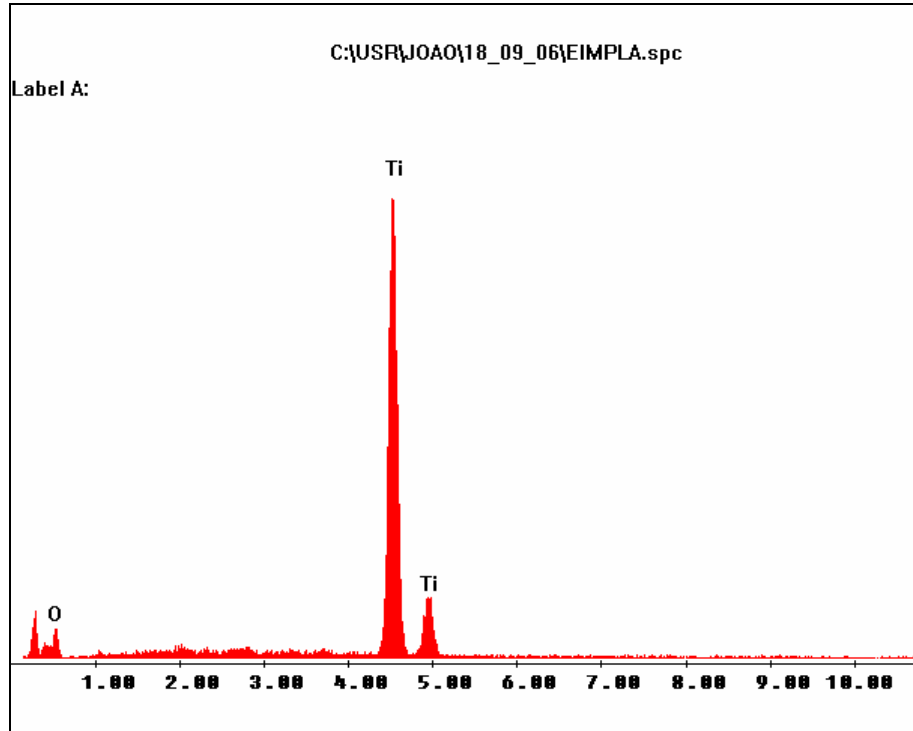


Figura 25 - Gráfico de EDS do Implante

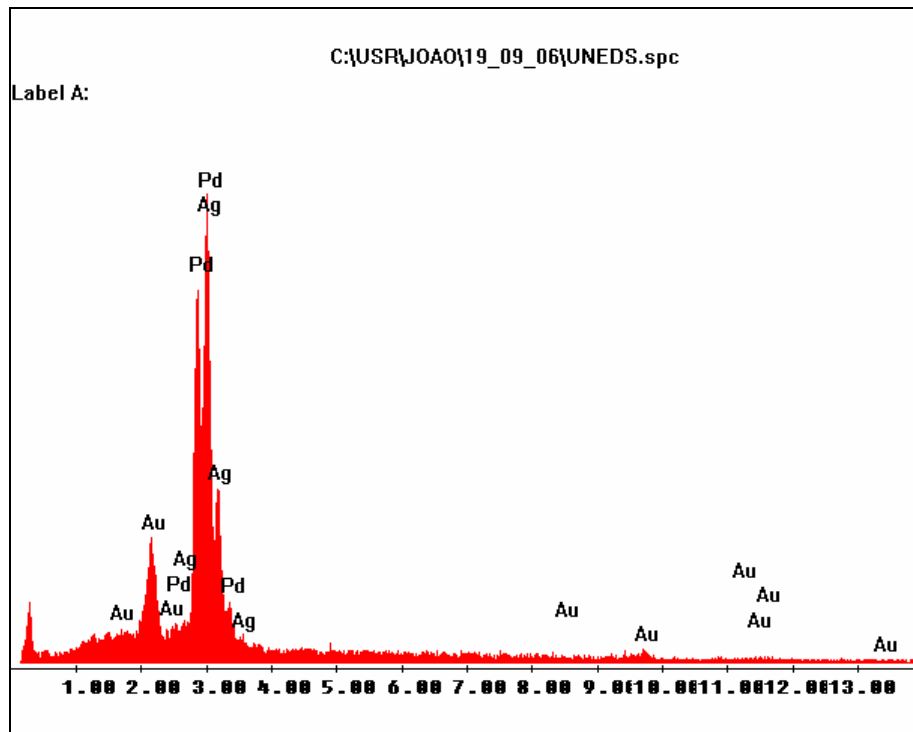


Figura 26 - Gráfico de EDS do UCLA Nobre

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Nobre, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 7

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Nobre	60	2,15	0,12	0,63	4,61

5.2 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TILITE (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 8 ao 12). Foi realizado EDS do componente UCLA Tilite para verificar e confirmar a composição (ver figura 28).

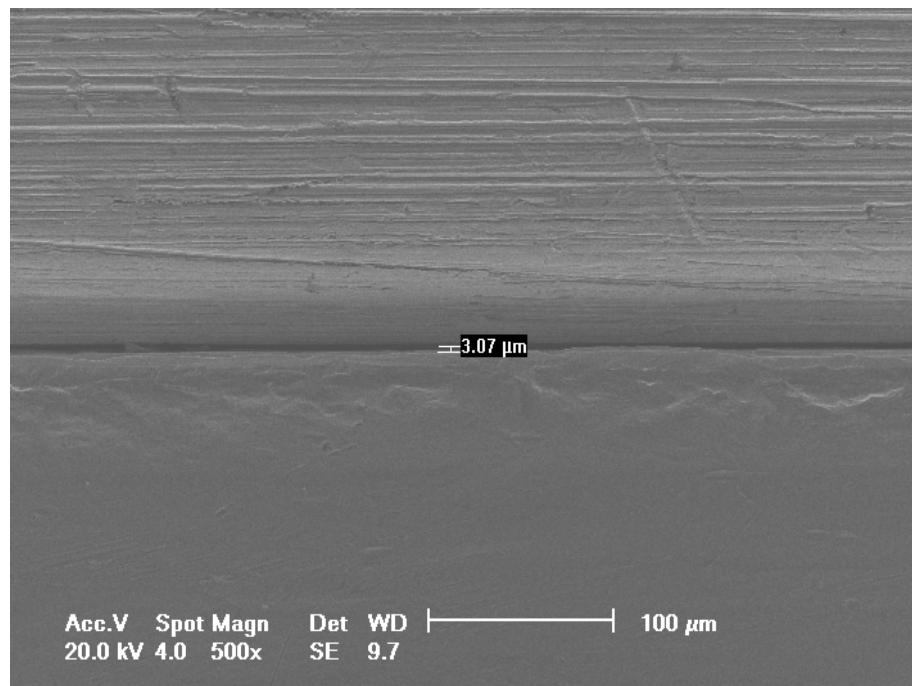


Figura 27 - Análise de Fenda Vertical em UCLA Tilite

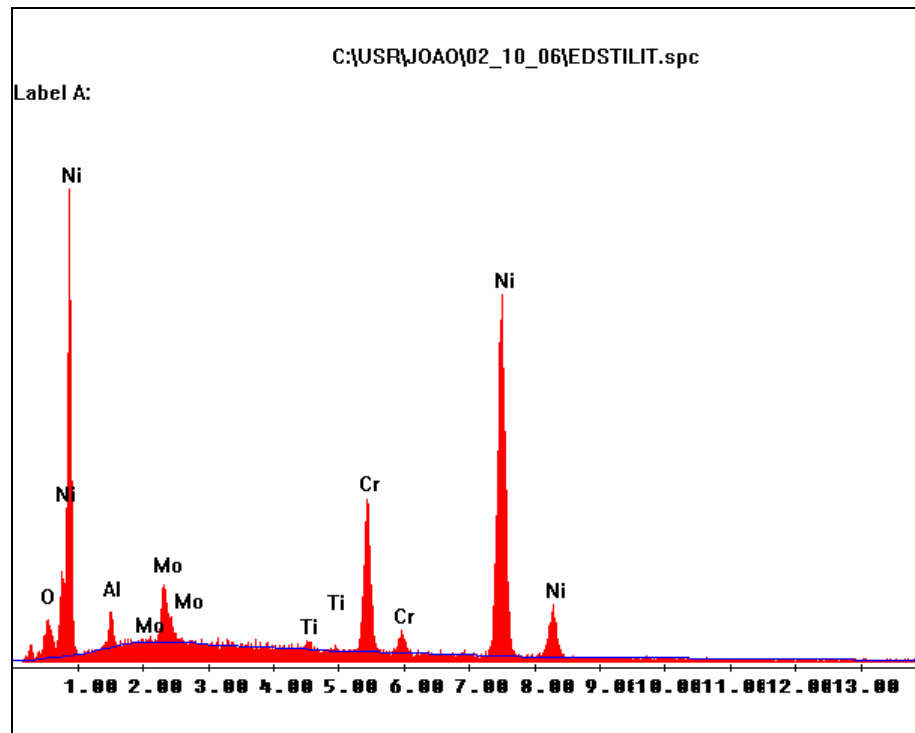


Figura 28 - Gráfico EDS UCLA Tilite

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Tilite, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 13

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Tilite	60	3,46	0,17	1,54	5,44

5.3 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TITÂNIO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 14 a 18). Foi realizado EDS do componente UCLA Titânio para

verificar e confirmar a composição (ver figura 30).

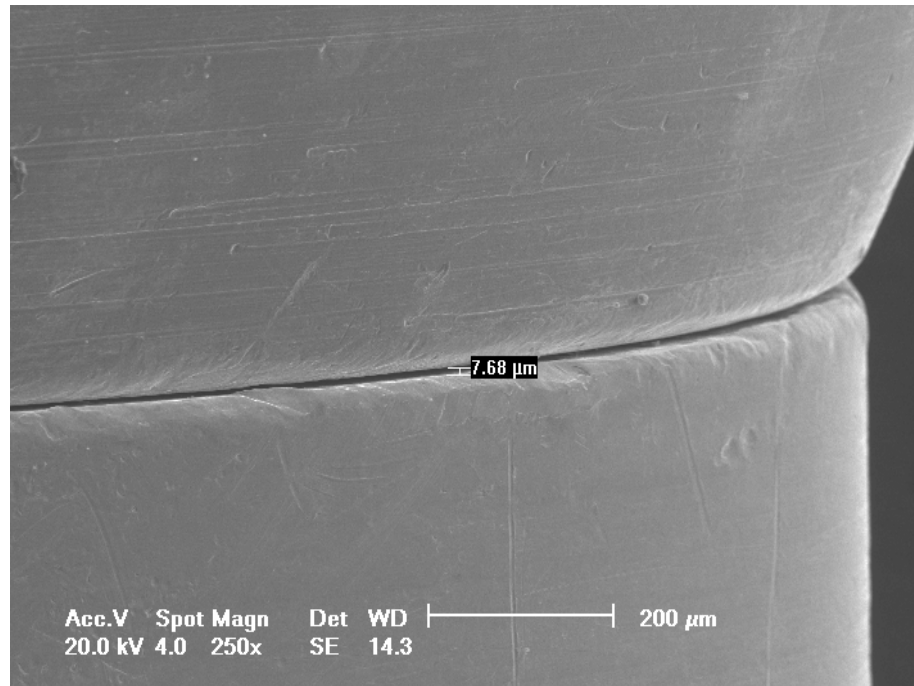


Figura 29 - Análise de fenda vertical UCLA Titânio

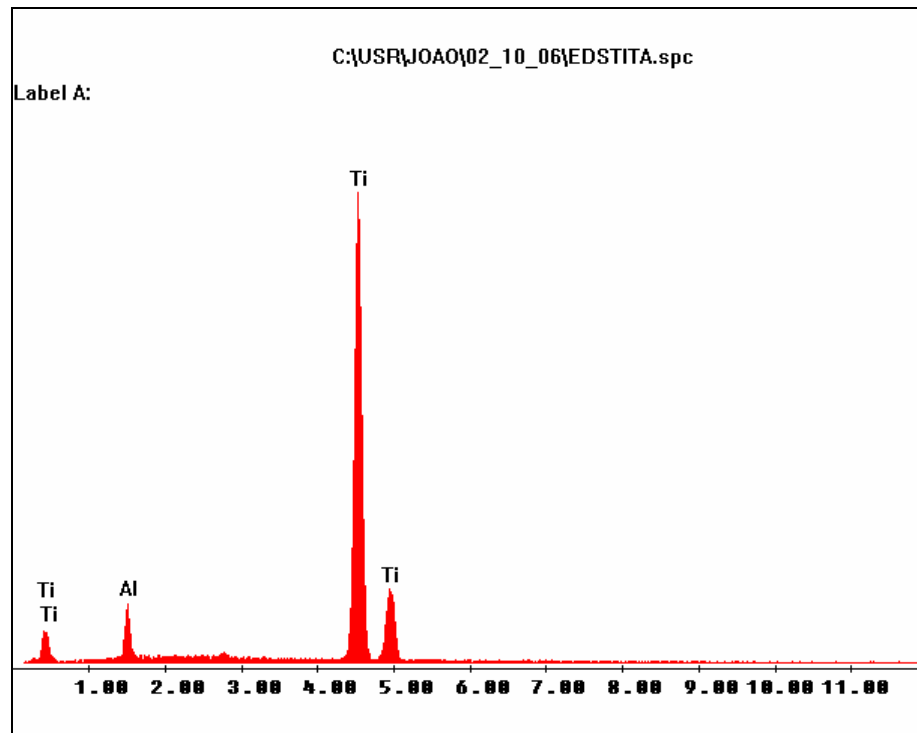


Figura 30 - Gráfico EDS UCLA Titânio

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Titânio, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 19

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Titânio	60	8,73	0,34	3,07	12,89

5.4 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E MUNHÃO PERSONALIZADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 20 ao 24). Foi realizado EDS do componente Munhão Personalizado para verificar e confirmar a composição. (ver figura 32).

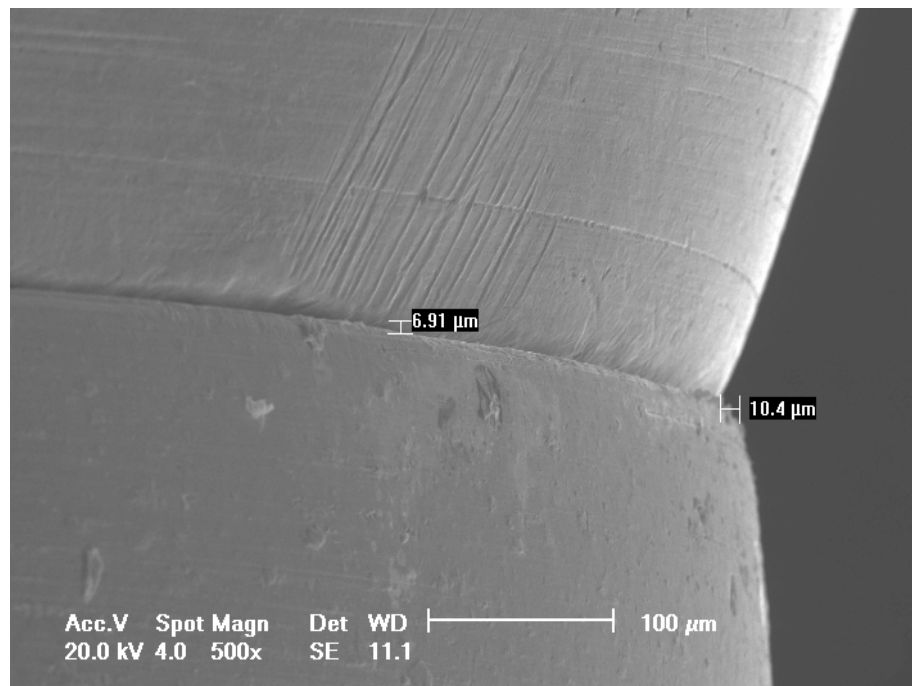


Figura 31 - Análise de Fenda Vertical Munhão Personalizado

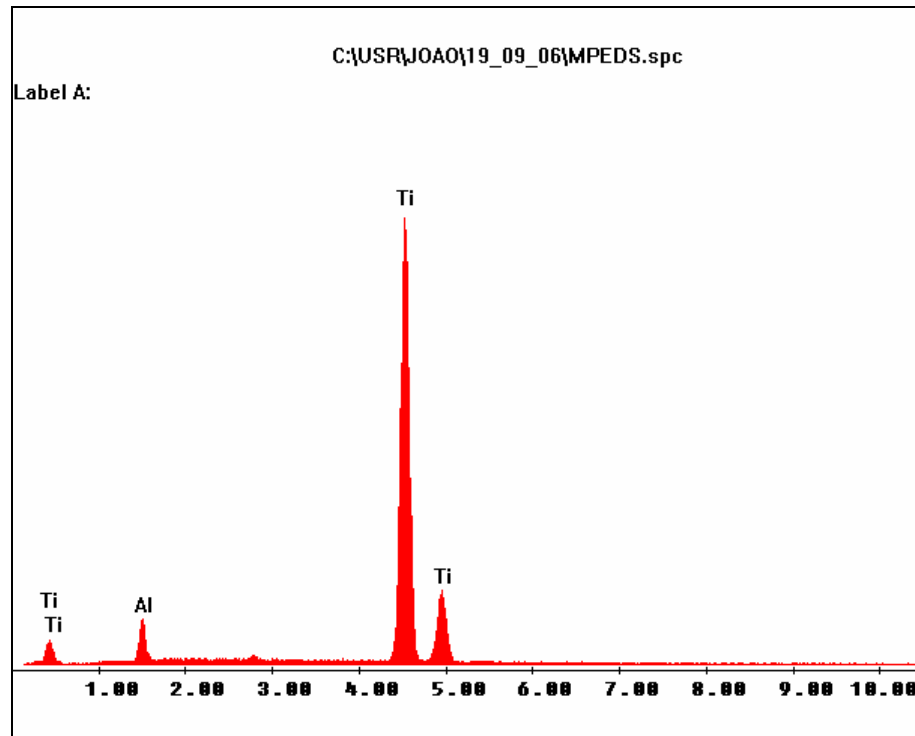


Figura 32 - Gráfico EDS Munhão Personalizado

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes Munhão Personalizado, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 25

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
Munhão Personalizado	60	8,41	0,23	4,61	11,23

5.5 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ANTI-ROTACIONAL (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 26 ao 30). Foi realizado EDS do componente supra-citado para verificar e confirmar a composição (ver figura 34).

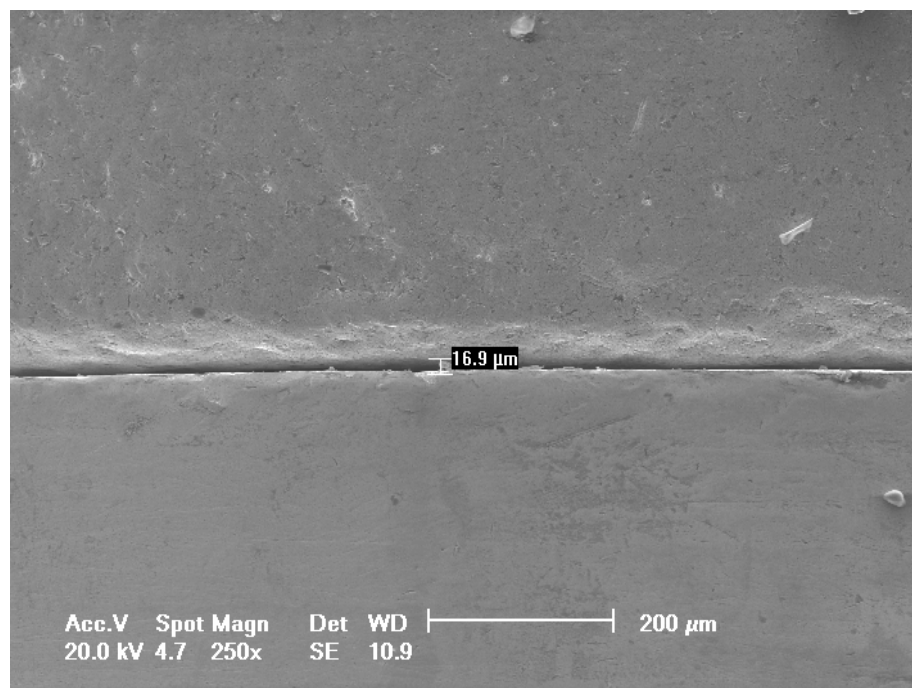


Figura 33 - Análise da fenda vertical do UCLA fundido anti-rotacional

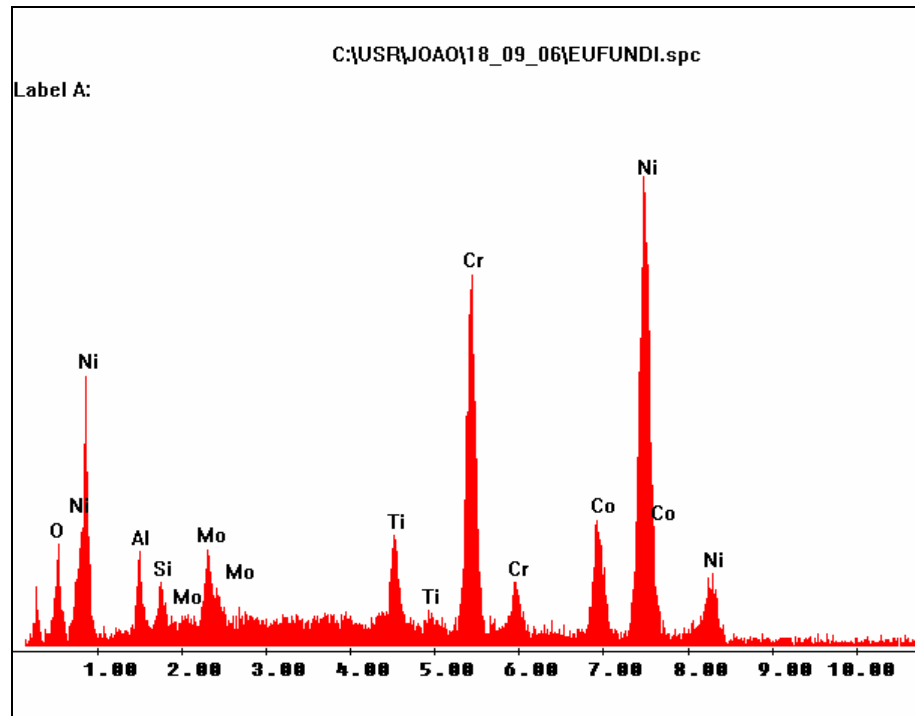


Figura 34 - Gráfico EDS UCLA fundido anti-rotacional

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido anti-rotacional , 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 31

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Fundido Anti-Rot	60	14,42	0,51	9,21	29,20

5.6 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 32 ao 36). Foi realizado EDS do componente supra-citado para

verificar e confirmar a composição (ver figura 36).

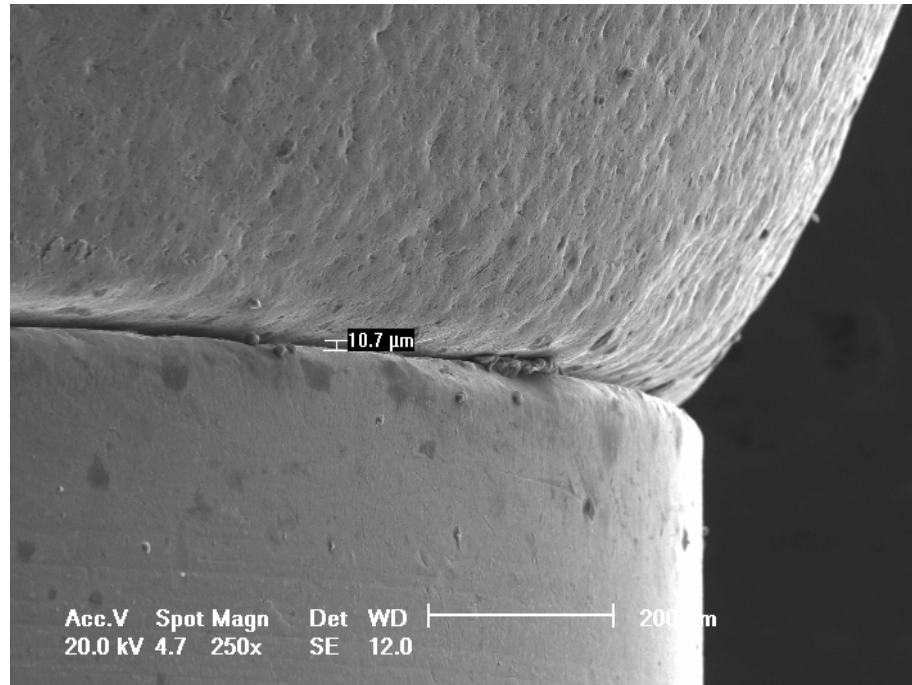


Figura 35 - Análise de fenda vertical de UCLA fundido rotacional

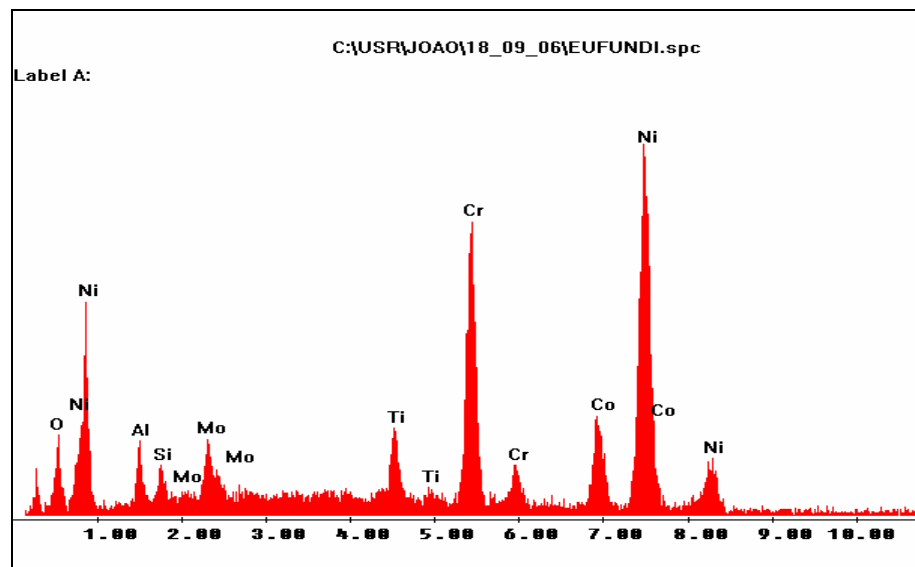


Figura 36 - Gráfico EDS UCLA fundido rotacional

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido rotacional, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 37

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Fundido Rotacional	60	14,91	0,37	9,21	23,6

5.7 FENDA VERTICAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL RETIFICADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 38 ao 42). Foi realizado gráfico de EDS para confirmar a composição das amostras (ver figura 38).

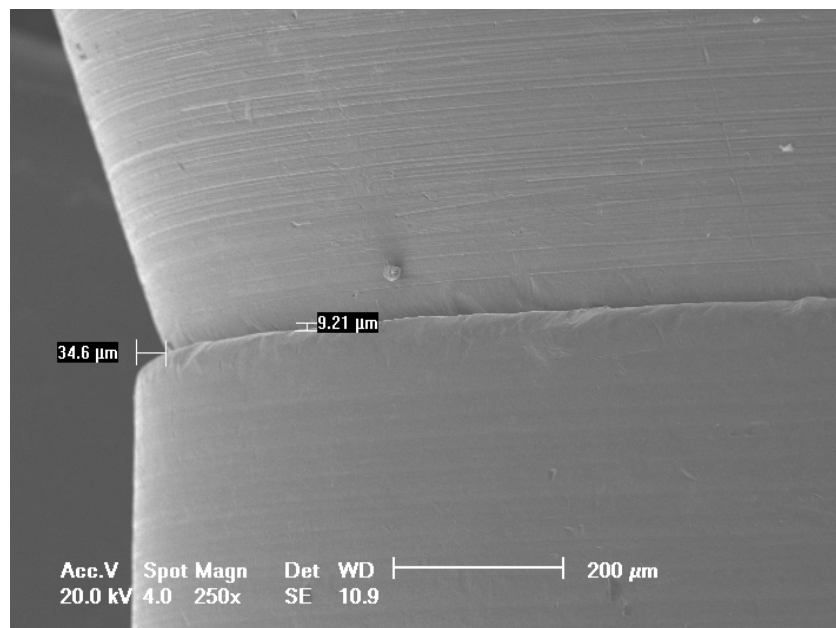


Figura 37 - Análise de Fenda Vertical de UCLA fundido rotacional retificado

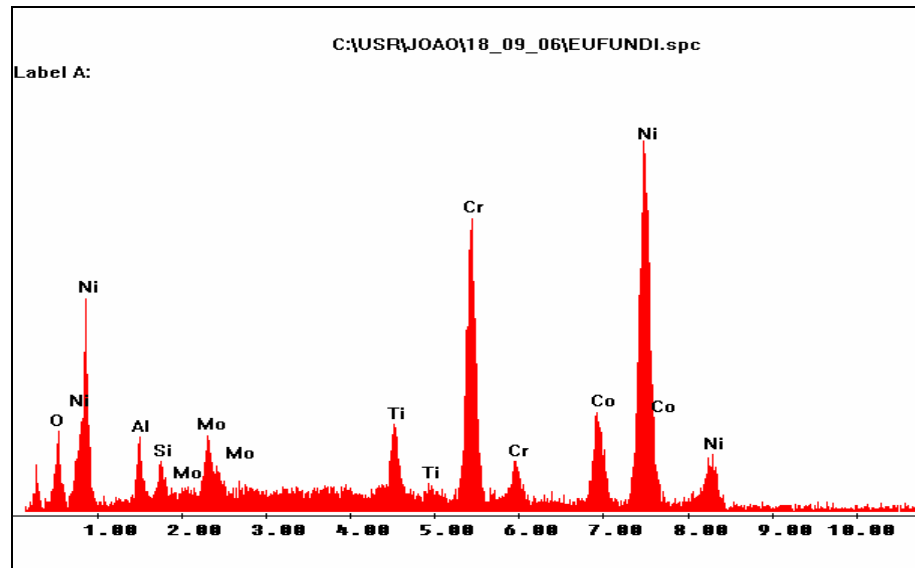


Figura 38 - Gráfico EDS UCLA fundido rotacional retificado

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido rotacional retificado, 4 faces avaliadas por componente, em três pontos, totalizando 60 medidas.

Quadro - 43

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Fundido Rotacional Retificado	60	11,72	0,46	5,87	18,96

Quadro 44 - Análise de Variância (ANOVA-ONEWAY) comprovando diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados quanto à Fenda Vertical, valores expressos em micrometros.

ANOVA MICROM					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	8982,080	6	1497,013	205,893	,000
Within Groups	3002,855	413	7,271		
Total	11984,935	419			

Quadro 45 - Demonstrativo dos grupos considerados semelhantes pelo teste de Tukey (ao nível de significância de 5%) quanto à FENDA VERTICAL, as colunas representam resultados semelhantes estatisticamente, valores expressos em micrometros.

MICROM Tukey HSD					
GRUPOS	N	Subset for alpha = .05			
		1	2	3	4
Ucla nobre	60	2,1548			
Ucla tilite	60	3,4610			
Munhão personalizado	60		8,4115		
Ucla titânio	60		8,7315		
Ucla fundido rotacional retificado	60			11,7230	
Ucla fundido anti rotacional	60				14,4247
Ucla fundido rotacional	60				14,9162
Sig.		,110	,995	1,000	,955
Means for groups in homogeneous subsets are displayed.					
a Uses Harmonic Mean Sample Size = 60,000.					

Quadro 46 - Representa as médias e o erro padrão dos componentes UCLA analisados quanto à Fenda Vertical, valores expressos em micrometros

GRUPOS	Mean	N	Std. Error of Mean
Ucla nobre	2,1548	60	,1201
Ucla tilite	3,4610	60	,1702
Ucla titânio	8,7315	60	,3438
Munhão personalizado	8,4115	60	,2356
Ucla fundido anti-rotacional	14,4247	60	,5167
Ucla fundido rotacional	14,9162	60	,3787
Ucla fundido rotacional retificado	11,7230	60	,4698
Total	9,1175	420	,2610

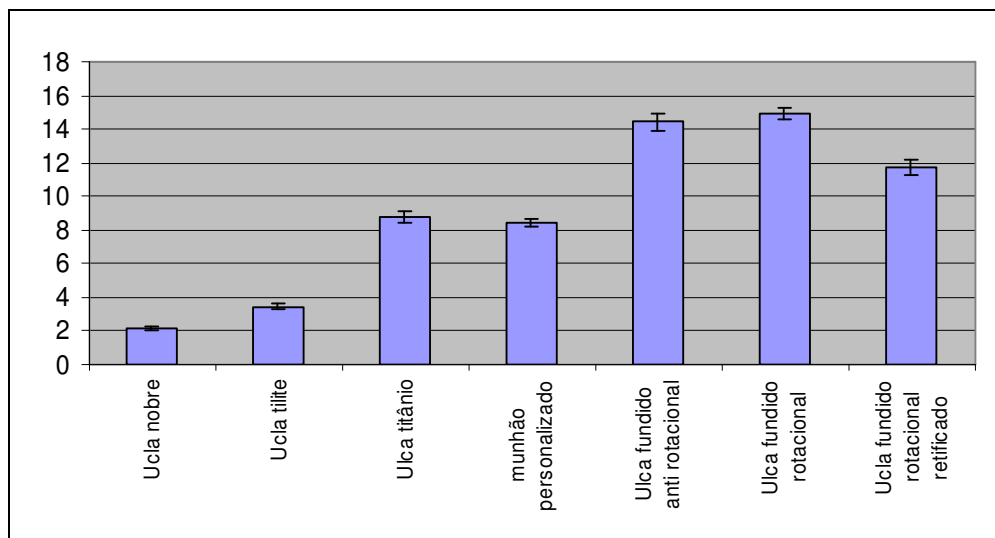


Gráfico 1 - Gráfico de Fenda Vertical com valores médios e erro padrão dos grupos expresso em micrometros

5.8 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA NOBRE (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 47 ao 51).

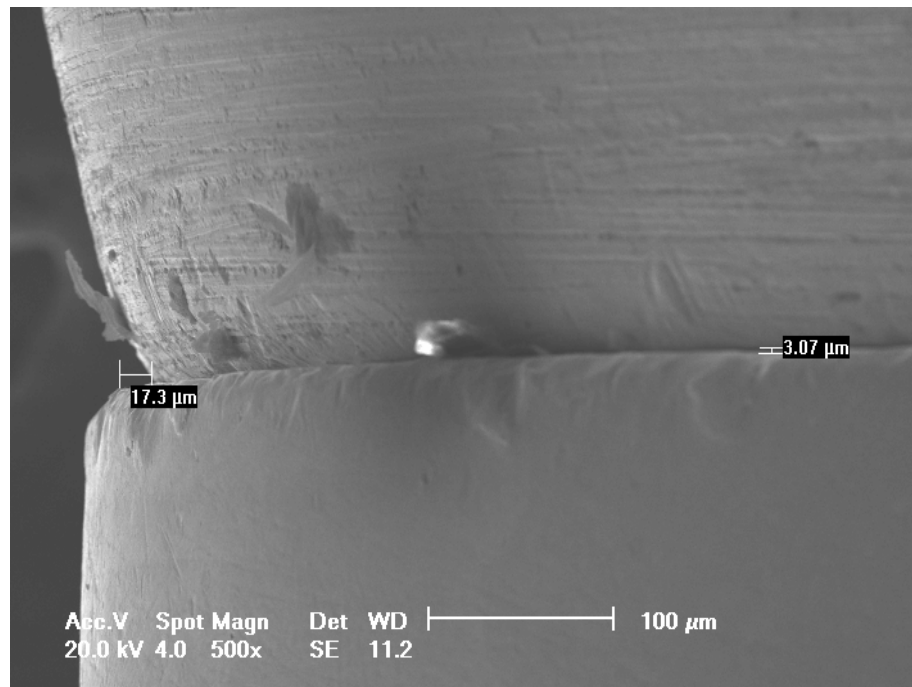


Figura 39 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Nobre

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Nobre, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 52

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Nobre	40	11,30	1,76	0	30,50

5.9 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TILITE (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 53 ao 57).

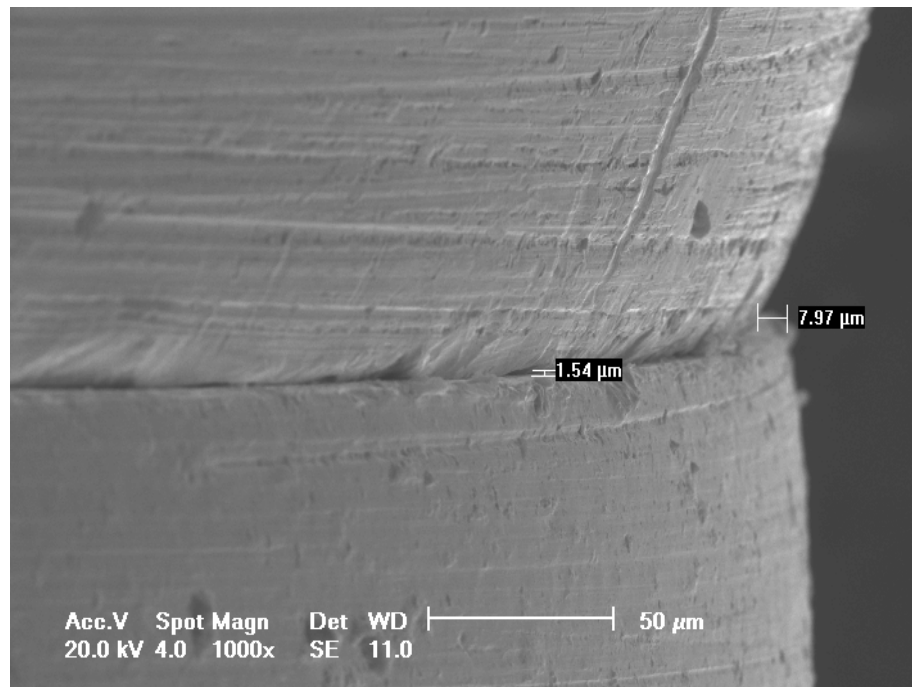


Figura 40 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Tilite

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Tilite, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 58

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Tilite	40	18,31	2,87	0	51,30

5.9.1 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA TITÂNIO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 59 ao 63).

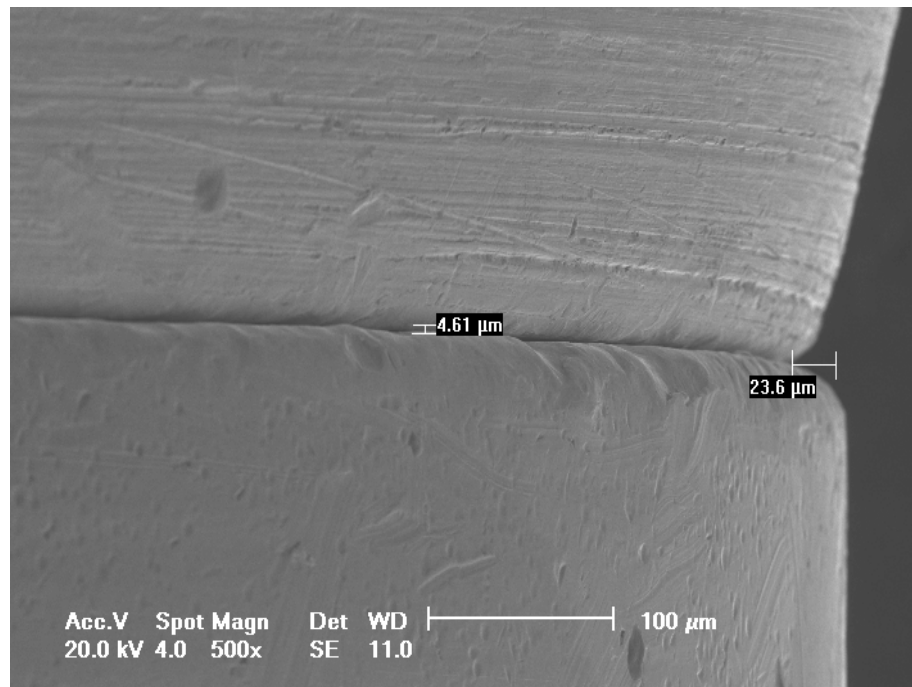


Figura 41 - Análise de discrepância horizontal em UCLA Titânio

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA Titânio, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 64

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Titânio	40	19,69	2,75	0	51,30

5.9.2 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E MUNHÃO PERSONALIZADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 65 ao 69).

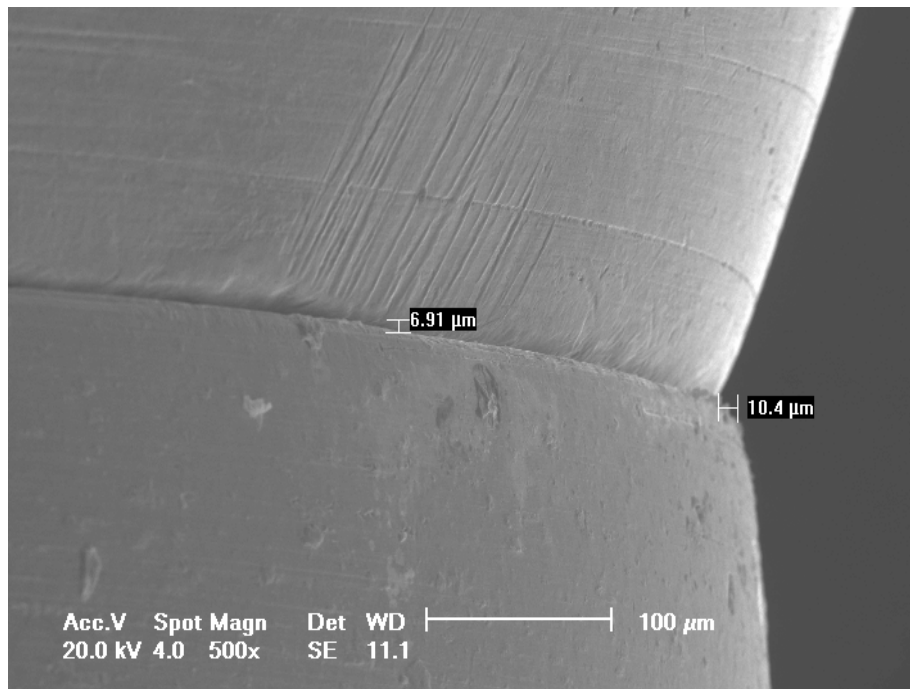


Figura 42 - Análise de discrepância horizontal em Munhão Personalizado

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes Munhão Personalizado, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 70

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
Munhão Personalizado	40	16,21	2,80	0	60,66

5.9.3 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ANTI-ROTACIONAL (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 71 ao 75).

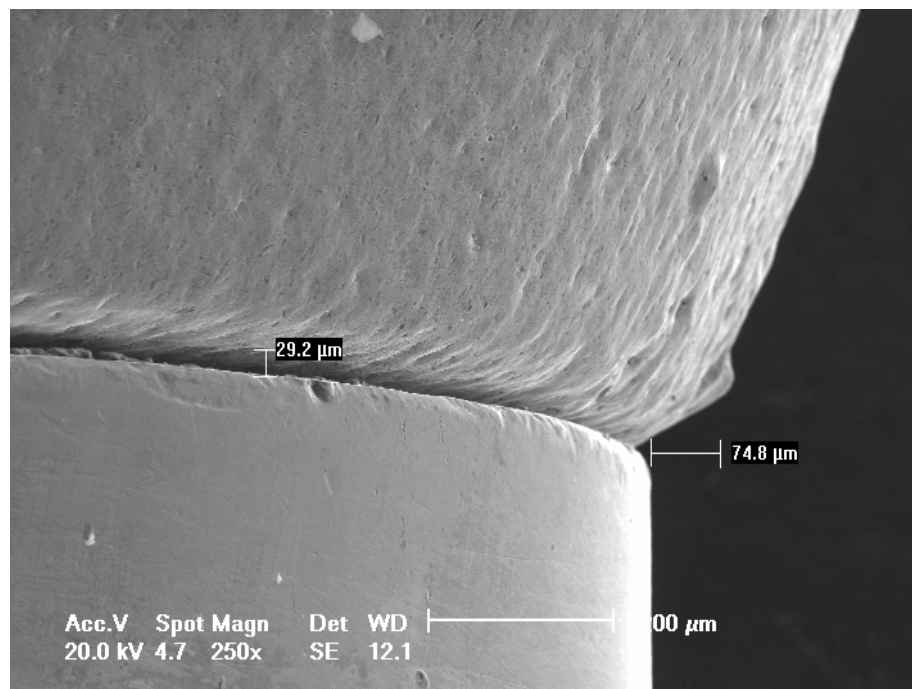


Figura 43 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido anti-rotacional

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido anti-rotacional, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 76

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA Fundido anti-rotacional	40	55,33	5,54	0	105,05

5.9.4 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 77 ao 81).

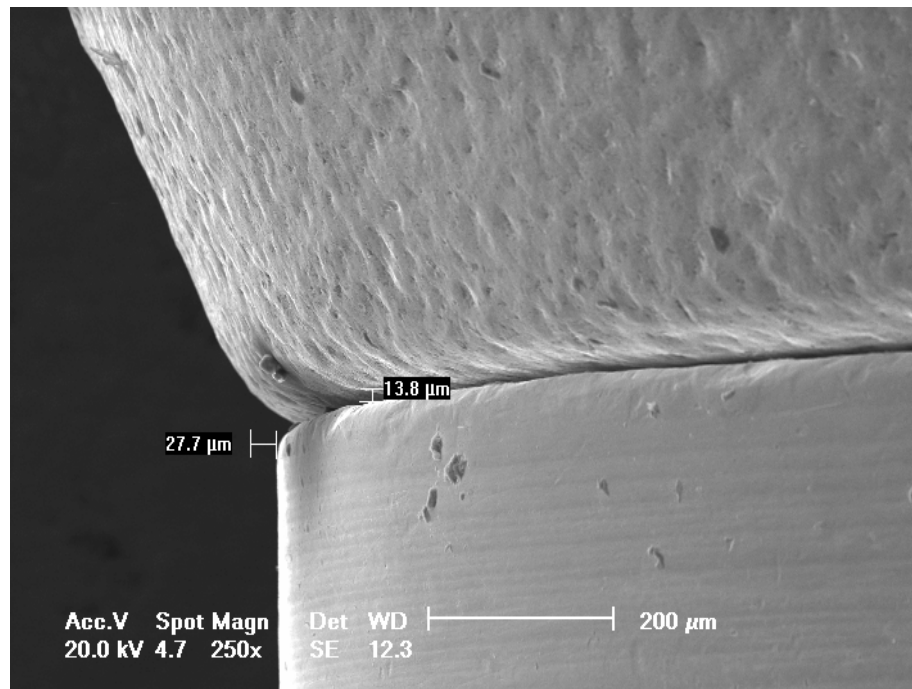


Figura 44 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido rotacional

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido rotacional, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 82

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA fundido rotacional	40	59,41	5,91	0	108,77

5.9.5 DISCREPÂNCIA HORIZONTAL ENTRE IMPLANTE E UCLA FUNDIDO ROTACIONAL RETIFICADO (MEDIDAS EM MICROMETROS)

Os dados individuais de cada amostra e face avaliada encontram-se nos anexos (quadros do 83 ao 87).

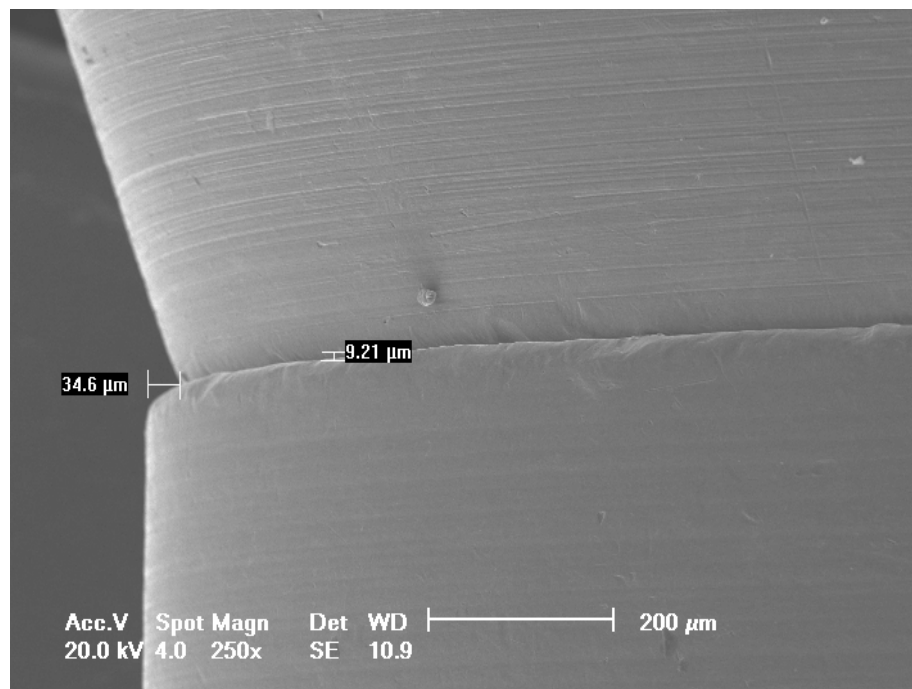


Figura 45 - Análise de discrepância horizontal em UCLA fundido rotacional retificado

O próximo quadro demonstra as médias dos resultados médios e o erro padrão em micrometros dos 5 componentes UCLA fundido rotacional retificado, 4 faces avaliadas por componente, em dois pontos, totalizando 40 medidas.

Quadro - 88

	Número de medidas	Média	Erro Padrão	Mínima	Máxima
UCLA fundido rotacional retificado	40	57,79	5,58	0	106,89

Quadro 89 - Análise de Variância (ANOVA-ONEWAY) comprovando diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados quanto à Discrepância Horizontal, valores expressos em micrometros.

ANOVA MICROM					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	117967,153	6	19661,192	27,813	,000
Within Groups	192983,663	273	706,900		
Total	310950,815	279			

Quadro 90 - Demonstrativo dos grupos considerados semelhantes pelo teste de Tukey (ao nível de significância de 5%) quanto à DISCREPÂNCIA HORIZONTAL, as colunas representam resultados semelhantes estatisticamente, valores expressos em micrometros

MICROM Tukey HSD			
GRUPO	N	Subset for alpha = .05	
		1	2
Ucla nobre	40	11,3097	
Munhão personalizado	40	16,2170	
Ucla Tilite	40	18,3118	
Ucla titânio	40	19,6982	
Ucla anti rotacional fundido	40		55,3363
Ucla rotacional fuindido retificado	40		57,7950
Ucla rotacional fundido	40		59,4165
Sig.		,796	,993
Means for groups in homogeneous subsets are displayed.			
A Uses Harmonic Mean Sample Size = 40,000.			

Quadro 91 - Representa as médias e o erro padrão dos componentes UCLA analisados quanto à Discrepancia Horizontal, valores expressos em micrometros.

Report MICROM			
GRUPO	Mean	N	Std. Error of Mean
Ucla nobre	11,3098	40	1,7609
Ucla Tilitte	18,3117	40	2,8768
Ucla titânio	19,6982	40	2,7526
Munhão personalizado	16,2170	40	2,8011
Ucla anti rotacional fundido	55,3363	40	5,5462
Ucla rotacional fundido	59,4165	40	5,9153
Ucla rotacional fuindido retificado	57,7950	40	5,5818
Total	34,0121	280	1,9951

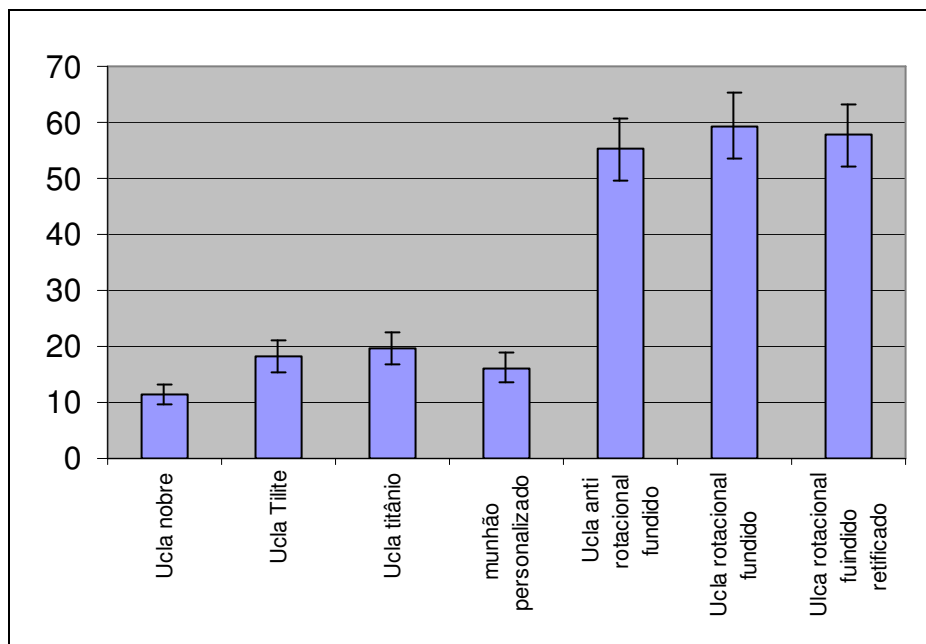


Gráfico 2 - Gráfico de Discrepância Horizontal com valores médios e erro padrão dos grupos expresso em micrometros

6 DISCUSSÃO

Nos últimos 40 anos, a odontologia passou por mudanças notáveis no seu desenvolvimento científico, conceitual e tecnológico, modificando e aprimorando as abordagens no tratamento e na prevenção de doenças bucais. Um marcante avanço foi o descobrimento da osseointegração, princípio da união perfeita do osso com implantes de titânio, possibilitando devolver a indivíduos desdentados a função mastigatória, por meio da reabilitação protética, suportada por pilares metálicos, conhecidos como implantes dentários.

Foi em 1965 que o ortopedista sueco, o professor Doutor Per-Ingvar Brånemark, à frente de um grupo de pesquisadores da Universidade de Gotemburgo (Suécia), iniciou os estudos que culminaram com a descoberta da osseointegração. Na época, Brånemark estava interessado por pesquisas e protocolos de procedimentos cirúrgicos que resolvessem deficiências físico-funcionais de seres humanos.

Naquele ano, Brånemark investigava a microcirculação sanguínea em tíbias de coelho com ajuda de uma câmera de observação em titânio, quando percebeu que o metal e o osso se integravam perfeitamente, sem haver rejeição. Com base nessa observação, desenvolveu cilindros personalizados para serem implantados em osso maxilar ou mandibular, tornando-se uma base segura para receber próteses fixas de longa duração. A osseointegração foi definida por Brånemark et al.(1987), como sendo o fenômeno de uma conexão estrutural direta e funcional entre o tecido ósseo e a superfície de um implante em função (suportando carga).

O êxito eminente e a popularização do sistema descoberto por Brånemark (ALBREKTSSON *et al.* 1986; SCHELER *et al.* 1998; STEFANOS *et al.* 2004), estimularam o aparecimento de sistemas alternativos de implantes, réplicas de materiais (componentes cirúrgicos e protéticos) de maneira similar ao projeto do protocolo do sistema original. Esses sistemas se dizem compatíveis e intercambiáveis com o sistema original Brånemark tanto no mercado nacional quanto no mercado internacional (MEYER *et al.* 2003). Esses implantes e componentes oferecem uma alternativa atrativa, pois apresentam um custo menor, além de um aumento das opções restauradoras e da facilidade de aquisição de componentes.

Frente a necessidade de um novo componente protético para corrigir

pequenas e severas angulações, casos complexos de reabilitações em fixações osseointegradas em posições desfavoráveis, os pesquisadores Beumer e Lewis, na Universidade da Califórnia, desenvolveram o projeto de um novo componente. Foi criado um pilar calcinável, que depois de fundido era conectado diretamente sobre a plataforma do implante, possibilitando, portanto, a resolução restauradora de implantes mal posicionados, ou com pouco espaço interoclusal, onde a necessidade estética não permitiria uma cinta metálica, além de simplificar o protocolo técnico da reabilitação. Com a fundição desse pilar calcinável a distorção no processo de confecção pode provocar alterações de adaptação na interface implante-UCLA o que favoreceria o aparecimento de periimplantite (LEWIS *et al.* 1991).

Com a utilização do pilar UCLA em larga escala pelo mercado da odontologia surgiram alternativas, não só na melhoria do protocolo técnico-laboratorial dos componentes calcináveis (HURSON *et al.* 1996), como também novos componentes. Estes são pilares UCLA com bases pré-usinadas em ligas nobre ou semi-nobre, sugerindo, por seus idealizadores, uma melhor adaptação. Essas possibilidades de restaurações protéticas tem sido usadas de forma indiscriminada, o que pode alterar os índices de sucessos obtidos com o sistema original Brånemark.

Com o propósito de verificar a precisão de adaptação de componentes UCLA sobre implante de um mesmo sistema este estudo avaliou sete componentes tipo UCLA (UCLA Nobre, UCLA Tilite, UCLA Titânio, Munhão Personalizado, UCLA Fundido Anti-Rotacional, UCLA Fundido Rotacional e UCLA Fundido Rotacional Retificado) sobre implante, sendo todos os componentes da marca Neodent S.A. Foram realizadas mensurações quanto à fenda vertical e discrepância horizontal na interface implante-pilar com o recurso da microscopia eletrônica de varredura (MEV), e análise estatística Anova e Tukey como referenciado no método e nos resultados.

Para fins de se confirmar a composição das amostras avaliadas nesse trabalho efetuaram-se gráficos de EDS, visto que a composição de componentes protéticos e cirúrgicos afetam de forma significativa a biocompatibilidade, a biomecânica e conseqüentemente a longevidade do trabalho realizado sobre implantes osseointegrados (GULHAÉV *et al.* 1981; MARKER *et al.* 1983; TARNOW, 1993; DAVID, 1999; KARL *et al.* 2005).

Na clínica diária, o método mais utilizado pelo cirurgião-dentista para detectar adaptação de componentes é o Raio X. Entretanto, esta metodologia de avaliação de precisão de adaptação possui certas limitações e deficiências visto que a análise

das imagens obtidas é de difícil interpretação e está sujeito a distorção, visto que a imagem se altera de acordo com a angulação do tubo do raio x. Portanto, fica difícil padronizar se há adaptação entre os componentes, dessa forma a análise torna-se subjetiva e dependente da avaliação pessoal de quem interpreta a radiografia (ORMAECHEA *et al.* 1999).

Visto que o método convencional de avaliação clínica de adaptação entre os componentes (radiográfico e lupa estereoscópica) demonstra-se limitado, este estudo optou-se por realizar microscopia eletrônica de varredura para que se processasse imagens com aumento que se permitisse medições sobre as mesmas com exatidão.

Para cada sistema de prótese sobre implante há uma recomendação de torque de aperto de parafuso protético, visando adequada estabilidade. Esse estudo aplicou um torque de 10 N sobre as amostras avaliadas. Esse valor representa o torque mínimo necessário para fixar restaurações protéticas. O torque referenciado nas amostras não foi submetido a esforços mastigatórios por ser um estudo laboratorial, garantindo, assim, não só adequada avaliação de adaptação das amostras, como também proporcionando pré-carga adequada e manutenção das roscas internas do implante em condições ideais. (JORNÉUS *et al.* 1991; PATTERSON *et al.* 1992; BURGUETE *et al.* 1994; CHO *et al.* 2004; DUARTE *et al.* 2005).

O parâmetro de adaptação em próteses sobre implantes é um tema controverso. Há dificuldade de estabelecer qual o valor aceitável, o melhor método para verificar este desajuste e sua implicação clínica (CARR *et al.* 1996; SHILLINBURGH, 1996). Tem-se na literatura um padrão aceitável para desajuste, sendo os valores médios em torno de 10 micrometros (LEWIS *et al.* 1991; WILSON *et al.* 1993; SIMAMOTO *et al.* 2005).

A adaptação, quando próxima do ideal, gera uma maior estabilidade do sistema de prótese parafusada mantendo o torque e a adaptação precisos preconizados por maior tempo, impedindo perda de pré-carga de forma precoce, garantindo não só a estabilidade micro-mecânica do sistema como a saúde dos tecidos periimplantares e da osseointegração. (BINON *et al.* 1990; VIDIGAL JÚNIOR *et al.* 1991; PATTERSON *et al.* 1992;; GROSS *et al.* 1999; FRANCISCHONE, 1999; GUINDY *et al.* 2004).

Quanto à avaliação de fenda vertical os grupos apresentaram diferença

estatisticamente significativa. Em ordem decrescente de desadaptação segue-se em valores médios: UCLA Nobre, UCLA Tilite, Munhão Personalizado, UCLA Titânio, UCLA Fundido Rotacional Retificado, UCLA Fundido Anti-Rotacional, UCLA Fundido Rotacional. O grupo do UCLA Nobre foi o que apresentou menor valor médio de desadaptação de fenda vertical seguido do grupo UCLA Tilite, sendo esses grupos considerados semelhantes entre si, sem diferença estatística quanto à desadaptação vertical. Os grupos Munhão Personalizado e UCLA Titânio não apresentaram diferença estatística entre si, porém com valores médios inferiores aos grupos UCLA Nobre e Tilite.

Os componentes com base pré-fabricas (pré-usinadas ou pré-manufaturados), UCLA Nobre, UCLA Tilite, Munhão Personalizado e UCLA Titânio, portanto, apresentaram melhor adaptação quanto à fenda vertical. (WEIMBERG *et al.* 1993; BYRNE *et al.* 1998; CARVALHO *et al.* 2002; FRANCISCHONE *et al.* 2004).

Dentre os componentes UCLA calcináveis, que foram fundidos, o melhor índice de adaptação vertical foi conseguido no grupo do UCLA Fundido Rotacional Retificado que difere estatisticamente dos grupos com valores subseqüentes menos favoráveis: UCLA Fundido Anti-Rotacional e UCLA Fundido Rotacional.

Os componentes que são expostos em sua completa estrutura ao processo de fundição estão mais propensos à sensibilidade técnico-laboratorial: contração de fundição, técnica de inclusão, método de fundição, tipo de revestimento empregado, tipo de liga odontológica utilizada e contração da liga (SHILLINBURGH, 1996; MONDELI, 1989). O procedimento de retificação interna demonstrou melhorar a adaptação, no entanto os componentes UCLA Nobre e Tilite apresentam-se como alternativas ainda superiores quanto ao padrão de adaptação (SIMAMOTO *et al.* 2005; HURSON, 1996; CARVALHO *et al.* 2002; FRANCISCHONE *et al.* 2004).

Quanto à avaliação da discrepância horizontal os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa. Em ordem decrescente do mais adaptado ao menos segue-se em valores médios: UCLA Nobre, Munhão Personalizado, UCLA Tilite UCLA Titânio, UCLA Fundido Anti-Rotacional, UCLA Fundido Rotacional Retificado, UCLA Fundido Rotacional.

Quanto à Discrepância Horizontal os grupos de base pré-usinadas (UCLA Nobre, Munhão Personalizado, UCLA Tilite e UCLA Titânio) apresentaram valores estatísticos semelhantes entre si, porém superiores aos grupos calcináveis totalmente expostos à fundição (UCLA Fundido Anti-Rotacional, UCLA Fundido

Rotacional Retificado, UCLA Fundido Rotacional) sendo estes grupos considerados também estatisticamente semelhantes (WEIMBERG *et al.* 1993; BYRNE *et al.* 1998; CARVALHO *et al.* 2002; FRANCISCHONE *et al.* 2004).

O processo de fundição altera as propriedades dos componentes totalmente calcináveis. Assim eles estão mais propensos à sensibilidade técnica-laboratorial gerando problemas quanto à contração de fundição, técnica de inclusão, método de fundição, tipo de revestimento empregado, tipo de liga odontológica utilizada e contração da liga (SHILLINBURGH, 1996; MONDELI, 1989). O procedimento de retificação interna não demonstrou melhorar a adaptação do ponto de vista estatístico, sendo semelhante estatisticamente aos grupos totalmente expostos à fundição e inferiores aos componentes de base pré-usinada (CARVALHO *et al.* 2002; FRANCISCHONE *et al.* 2004).

A melhor adaptação do componente UCLA Titânio frente a grupos totalmente calcináveis chama a atenção, pois a principal indicação do componente UCLA Titânio é para a fase provisória de trabalhos sobre implante, enquanto padrões totalmente calcináveis fundidos são indicados para trabalhos definitivos. Essa discrepância dos valores de adaptação, poderia provocar mudanças, não só no comportamento biomecânico de trabalhos protéticos sobre implantes, como também alterações da saúde dos tecidos moles envolvidos (GULHAÉV *et al.* 1981; MARKER *et al.* 1983; TARNOW, 1993; DAVID, 1999; KARL *et al.* 2005).

Materiais à base de ligas nobres, portanto, demonstram não só proporcionarem melhor adaptação dos componentes sobre implantes como também, em consequência dessa compatibilidade superior, manutenção a longo prazo da integralidade dos tecidos periimplantares e da osseointegração (WEIMBERG *et al.* 1993; BYRNE *et al.* 1998; CARVALHO *et al.* 2002; FRANCISCHONE *et al.* 2004; GULHAÉV *et al.* 1981; MARKER *et al.* 1983; TARNOW, 1993; DAVID, 1999; KARL *et al.* 2005).

Por se tratar de um estudo laboratorial, este possui certas limitações que impedem que sejam feitas comparações e deduções clínicas. Sugere-se, portanto, estudos clínicos futuros sobre esses componentes para confirmar a sua aplicabilidade clínica, longevidade do material empregado e da saúde do tecido periimplantar.

7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados obtidos nesta pesquisa, de acordo com a metodologia aplicada, pode-se concluir que:

1. Os componentes de base pré-usinada possuem um padrão de adaptação superior aos componentes totalmente dependentes do processo de fundição;

2. Dentre os grupos de base pré-usinada o UCLA Nobre valeu-se dos melhores valores numéricos frente aos demais quanto à adaptação, confirmando, assim, a superioridade de materiais nobres em odontologia;

3. A retificação interna das amostras demonstra uma melhora parcial na adaptação dos componentes expostos a esse tratamento, reforçando, portanto, não só a limitação dessa técnica auxiliar, como também a superioridade de componentes com base pré-usinada;

4. O componente UCLA Tilite mostrou valores de adaptação próximos ao UCLA Nobre, demonstrando ser uma alternativa que promove uma conexão mais favorável em comparação aos componentes totalmente calcináveis, cuja compatibilidade e padrão de adaptação demonstram-se inferiores;

5. Os componentes Munhão Personalizado e UCLA Titânio obtiveram valores de adaptação compatíveis, no entanto, inferior ao grupo UCLA Nobre e Tilite.

REFERÊNCIAS*

ALBREKTSSON, T. et al. La eficacia a largo plazo de los implantes dentales utilizados actualmente. Archivos de Odonto-Estomatologia. v. 3, n. 4, 1987.

BINON, P. P; WEIR, D; WATANABE, L; and WALKER, L. Implant Component Compatibility. In: International Congress on Tissue Integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial Recontruction. Minnesota: Quintessence In.t, 1990.

BINON, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. Implant Dentistry, v. 5, n. 4, 1996.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening Characteristics for Screwed Joints in Osseointegrated Dental Implants. J. Prosthet Dent., v. 71(6), p. 592-9, 1994.

BYRNE, et al. The Fit of Cast and Premachined Implant Abutment. J. Prosthet Dent., v. 80, n. 2, p. 184-192, Aug. 1998.

BRANEMARK, P. I. et al. Introduction to Osseointegration. In: Tissue Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence, p. 11-76, 1985.

BRÄNEMARK, P. I. Protesis Tejido: integradas la osseo Integración em la Odontología clínica. Edición Especial Para Nobelpharma. Quintessence In.t, Berlin, p. 11-56, 1987.

CARR, A. B. et al. The response of Bone in Primates Around Unloaded Dental Implants Supporting Prostheses with Diffeerent levels of Fit. J. Prosthet Dent., v. 76(5), p.500-9, 1996.

CARVALHO, M.C.A et al. Avaliação Microscópica entre a Adaptação dos Pilares Gold UCLA à Plataforma do Implante e UCLA de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-cromo-titânio. Estudo in vitro. BCI, Curitiba, v. 9, n. 34, p.105-110, abr./jun. 2002.

CHO et al. Screw Loosening for Standard and Wide Diameter Implants in Partially Edentulous Cases: 3 - to 7- year Longitudinal Data. Implant Dentistry. v.13, p. 245-

* De acordo com a ABNT-NBR 6023 : maio, 2007.

250, number 3, 2004.

DAVID, Berenice A. Doutora em engenharia, Professora adjunta do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da PUCRS, Coordenadora de Centro de Microscopia Eletrônica da PUCRS.

DUARTE, E. R. et al. Torque na implantodontia. Rev Bras Implant. 12(46), p. 162-71, 2005.

FRANCISCHONE, C. E. et al. Prótese parafusada versus prótese cimentada sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. In: Vargillotas Os; Salgado L. P. S. Odontologia Integrada. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1999.

FRANCISCHONE, C. E. et al. Avaliação da adaptação marginal de infra-estruturas torneadas, torneadas sobrefundidas e fundidas sobre pilares Cera One. Rev Bras Implantodont Prótese Implant. v 11 (41), p. 68-72, 2004.

GROSS, M. et al. Microlakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a Comparative Study. Int. J. Oral Maxilofac Implants. V. 14, n. 1, p. 94-100, jan./fev. 1999.

GUINDY, J. S. et al. Corrosion at the marginal gap of implant-supported suprastructures and implant failure. In: J Oral Maxilofac Implants, v. 19, number 06, 2004.

GULHAÉV, A. P. Metais e suas ligas: estrutura, propriedades e aplicação industrial. Tomo 2, [s.l.], MIR-MOSCOVO, 1981.

HURSON, S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. J. Dent. Technol.13(3):30-7, 1996.

JORNÉUS L. Loads and Designs of Screw Joints for Single Crowns Supported by Osseointegrated Implants. Int. J. Oral Maxilofac Implants, v. 7 p. 353-359, 1992.

KARL et al. Static Implant Loading Caused by as-cast Metal and Ceramic-Veneered Superstructures. J. Prosthet. Dent. p. 324-330, apr. 2005.

KESTEMNBACH FILHO, Hans-Jurgen; WALTER, José Botta. Microscopia eletrônica de transmissão e varredura. Associação Brasileira de Metais.

LEWIS, S. G. An Esthetic Titanium Abutment: report of the technique. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, 6:195-201, 1991.

MARKER, J. C. et al. The Compressive Strength of Nonprecious Versus Precious Ceramometal Restorations with Various Frame Designs. *J. Prosthet. Dent.* v. 55, p. 560-567, may, 1986.

MEYER et al. Avaliação da compatibilidade entre implante e intermediário em quatro sistemas de implantes. *Passo Fundo*, v. 8, n. 2, p. 85-89, jul./dez, 2003.

MONDELI J. et al. Avaliação do Desajuste de Coroas Totais, Fundidas com Diferentes Ligas Metálicas Alternativas, Relacionado com a Contração de Fundição. *Técnicas de Inclusão e Tipos de Revestimento*. v. xLvl. n. 3. p. 26-34, 1989.

ORMAECHEA et al. The Angulation Effect on Radiographic Analysis of the Implant-Abutment Interface. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*, v. 14, p.77-85, 1999.

PATTERSON EA. et al. Theoretical Analysis of the Fatigue Life of Fixture Screws in Osseointegrated Dental Implants. *Int J. Oral Maxillofac Implants*. v. 7 p. 26-34, 1992.

SCHELER, Hebert et al. A 5-year Multicenter Study on Implant-Supported Single Crown Restorations. *Int. J. Oral Maxillofac Implants*. v. 13, p. 212-218, 1998.

SHILLINBURGH T. H. *Fundamentos de prótese fixa*. São Paulo: Quintessence; 1996.

SIMAMOTO et al. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *Cienc Odontol Bras jan./mar.1*, p. 39-46, 2005.

STEFANOS, G, K et al. Private Practice Results of Dental Implants. Part I: Survival and Evaluation of Risk. Factors- Part II: Surgical and Prosthetic Complications. *Implant Dentistry*. v.13, p. 373-385, 2004.

TARNOW, D. Esthetic excellence with the single-tooth implant. *Dent. Econ.*, v. 83, n. 3, p. 80-2, mar. 1993.

VIDIGAL, J, et al. Evaluation of the Implant-conection Interface Using Scanning Electron microscopy. Braz. Dent. J. v. 6, n. 1, p. 17-23, 1995.

WEINBERG,A, et al. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-supported Prosthesis. Int. J. Oral Maxilofac. Implants, v. 8, p. 19-31, 1993.

WILSON, T. G. ITI Dental Implants, Planning, Placement, Restoration, and Maintenance. Quintessence Books,1993.

ZARB, G. A. Immediate and Early Implant Loading Protocols: A Literature Review of Clinical Studies. J. Prosthet. Dentistry, v.8, p. 242-258, 2005.

ANEXOS

ANEXO A - Quadros de Medições das Fendas Verticais

Fenda vertical entre Implante e UCLA Nobre(medidas em Micrometros)

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 2

UCLA Nobre 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	1,54	2,49	3,07
Face II	2,30	1,54	4,61
Face III	2,30	2,30	0,76
Face IV	3,07	1,54	3,07

Quadro - 3

UCLA Nobre 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	1,73	0,63	1,54
Face II	2,30	2,49	1,58
Face III	0,53	1,61	2,30
Face IV	2,30	1,54	2,49

Quadro - 4

UCLA Nobre 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	1,51	0,89	1,17
Face II	2,30	3,21	1,32
Face III	0,53	1,98	2,78
Face IV	2,19	3,54	2,36

Quadro - 5

UCLA Nobre 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	1,54	2,13	3,65
Face II	2,30	3,65	1,34
Face III	0,78	1,12	2,88
Face IV	2,11	3,33	2,22

Quadro - 6

UCLA Nobre 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	1,17	2,77	3,21
Face II	1,19	2,12	1,15
Face III	0,78	1,56	2,99
Face IV	2,54	3,87	3,78

Fenda vertical entre Implante e UCLA Tilite (medidas em Micrometros)

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 8

UCLA Tilite 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	4,61	1,54	2,30
Face II	3,84	2,30	3,07
Face III	3,07	3,07	5,44
Face IV	5,37	4,61	5,37

Quadro - 9

UCLA Tilite 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	4,61	2,30	2,30
Face II	3,84	3,07	6,21
Face III	2,30	1,54	2,30
Face IV	3,07	1,54	2,30

Quadro -10

UCLA Tilite 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	4,44	1,54	2,30
Face II	3,78	4,67	3,89
Face III	2,36	4,66	4,44
Face IV	3,67	4,56	5,37

Quadro - 11

UCLA Tilite 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	4,78	1,58	2,33
Face II	4,23	2,30	3,87
Face III	3,07	3,07	5,37
Face IV	4,61	2,30	1,54

Quadro - 12

UCLA Tilite 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	5,37	1,78	2,30
Face II	4,61	1,54	2,30
Face III	3,07	3,07	5,37
Face IV	4,61	1,54	5,37

Fenda vertical entre Implante e UCLA Titânio (medidas em Micrometros)

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 14

UCLA Titânio 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	6,14	3,07	4,61
Face II	6,14	7,68	7,68
Face III	7,68	9,21	12,30
Face IV	6,14	10,70	6,14

Quadro - 15

UCLA Titânio 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	6,14	9,21	10,70
Face II	10,22	9,34	7,68
Face III	6,14	10,70	10,70
Face IV	9,21	11,45	12,30

Quadro - 16

UCLA Titânio 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	7,68	9,21	12,30
Face II	8,78	12,89	12,30
Face III	7,77	9,35	10,70
Face IV	9,21	10,80	12,30

Quadro - 17

UCLA Titânio 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	7,68	9,21	12,30
Face II	6,14	10,70	12,89
Face III	7,68	10,70	9,87
Face IV	7,68	12,70	12,30

Quadro - 18

UCLA Titânio 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	6,14	7,68	12,30
Face II	7,68	7,68	4,61
Face III	6,14	3,07	7,68
Face IV	6,14	9,21	10,7

Fenda vertical entre Implante e Munhão Personalizado (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 20

Munhão Personalizado 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	9,21	6,91	6,91
Face II	10,40	7,68	9,21
Face III	9,21	9,21	6,14
Face IV	6,91	6,14	4,61

Quadro - 21

Munhão Personalizado 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	9,21	10,70	7,68
Face II	10,89	11,34	11,8
Face III	6,98	7,86	12,45
Face IV	10,54	8,76	9,21

Quadro - 22

Munhão Personalizado 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	7,89	6,54	6,78
Face II	9,73	8,55	10,77
Face III	10,22	11,23	9,54
Face IV	7,65	8,79	6,93

Quadro - 23

Munhão Personalizado 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	9,22	7,68	6,14
Face II	9,21	6,14	7,68
Face III	6,91	6,14	5,61
Face IV	7,68	10,70	9,21

Quadro - 24

Munhão Personalizado 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	10,34	9,21	7,68
Face II	7,68	9,45	7,68
Face III	6,89	6,14	6,91
Face IV	9,21	7,68	6,91

Fenda vertical entre Implante e UCLA Fundido Anti-Rotacional (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 26

UCLA Fundido Anti-Rot. 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	10,70	9,21	10,80
Face II	9,21	16,90	10,70
Face III	14,72	11,43	9,21
Face IV	16,24	11,70	10,80

Quadro - 27

UCLA Fundido Anti-Rot 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	15,76	16,90	10,80
Face II	16,90	14,76	11,53
Face III	9,21	9,21	10,80
Face IV	9,21	16,90	10,70

Quadro - 28

UCLA Fundido Anti-Rot 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	12,98	13,80	16,70
Face II	16,90	13,80	15,40
Face III	16	10,70	29,20
Face IV	22,40	15,80	13,45

Quadro - 29

UCLA Fundido Anti-Rot 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	15,44	16,87	14,68
Face II	17,22	15,48	13,79
Face III	19,54	16,55	14,43
Face IV	18,54	22,45	10,78

Quadro - 30

UCLA Fundido Anti-Rot 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	16,90	13,78	10,77
Face II	15,57	18,88	10,80
Face III	16,90	13,80	10,80
Face IV	13,80	10,70	15,40

Fenda vertical entre Implante e UCLA Fundido Rotacional (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método.

Quadro - 32

UCLA Fundido Rotacional 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	22,70	12	23,60
Face II	13,80	10,70	15,40
Face III	16,90	13,80	16,70
Face IV	15,43	11,86	10,70

Quadro - 33

UCLA Fundido Rotacional 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	16,90	13,80	16,70
Face II	13,80	12,37	15,40
Face III	17,75	16	19,85
Face IV	13,80	9,21	10,70

Quadro - 34

UCLA Fundido Rotacional 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	15,40	10,70	13,80
Face II	16,66	13,80	16,70
Face III	14,88	13,35	15,77
Face IV	16,90	13,80	16,79

Quadro - 35

UCLA Fundido Rotacional 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	17,77	16,87	14,67
Face II	16,90	13,80	16,70
Face III	19,87	15,80	16,79
Face V	13,54	13,80	15,40

Quadro - 36

UCLA Fundido Rotacional 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	16,90	17,89	10,80
Face II	13,80	12,34	16,70
Face III	10,70	16,90	10,80
Face IV	16,90	9,21	16,70

Fenda vertical entre Implante e UCLA Fundido Rotacional Retificado (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a Fenda Vertical nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. As amostras de UCLA Calcínável Fundido Rotacional foi tratado com retificador interno e a análise foi realizada na mesma posição.

Quadro - 38

UCLA Fundido Rotacional Retificado 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	15,80	12,07	18,70
Face II	9,21	12,07	13,40
Face III	13,35	13,80	9,23
Face IV	9,48	11,86	10,70

Quadro - 39

UCLA Fundido Rotacional Retificado 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	15,86	11,80	13,70
Face II	8,97	7,68	7,53
Face III	6,85	13	9,88
Face IV	8,77	7,22	8,29

Quadro - 40

UCLA Fundido Rotacional Retificado 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	8,77	7,67	6,88
Face II	6,23	6,13	5,87
Face III	12,88	11,75	15,77
Face IV	16,96	11,58	10,98

Quadro - 41

UCLA Fundido Rotacional Retificado 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	9,89	7,55	9,49
Face II	7,89	11,77	10,48
Face III	8,77	7,45	15,8
Face IV	11,54	13,88	15,55

Quadro - 42

UCLA Fundido Rotacional Retificado 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Central	Medida Lado Direito
Face I	16,90	17,89	10,80
Face II	15,80	13,34	17,70
Face III	12,70	18,96	10,86
Face IV	17,77	11,21	18,70

ANEXO B - Quadros das Medições das Discrepâncias Horizontais

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA Nobre (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 47

UCLA Nobre 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	30,50	7,97
Face II	15,20	23,66
Face III	0	0
Face IV	0	11,10

Quadro - 48

UCLA Nobre 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	17,30	0
Face II	23,89	15,20
Face III	23,66	0
Face IV	7,97	0

Quadro - 49

UCLA Nobre 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	30,50	0
Face II	20,70	22,83
Face III	23,77	0
Face IV	0	18,57

Quadro - 50

UCLA Nobre 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	18,57	27,45
Face II	27,7	15,20
Face III	0	7,97
Face IV	0	0

Quadro - 51

UCLA Nobre 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	30,50	10,70
Face II	0	22,87
Face III	0	9,21
Face IV	0	7,97

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA Tilite (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 53

UCLA Tilite 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	38,80	50,60
Face II	26,30	0
Face III	23,60	51,30
Face IV	0	0

Quadro - 54

UCLA Tilite 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	19,40	0
Face II	7,97	0
Face III	38,80	0
Face IV	50,60	51,30

Quadro - 55

UCLA Tilite 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	23,60
Face II	0	26,30
Face III	0	0
Face IV	38,80	50,60

Quadro - 56

UCLA Tilite 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	24,90	31,90
Face II	0	26,30
Face III	24,90	31,90
Face IV	9,21	0

Quadro - 57

UCLA Tilite 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	22,87	0
Face II	0	0
Face III	0	23,66
Face IV	15,20	23,66

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA Titânio (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 59

UCLA Titânio 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	24,90
Face II	31,90	26,30
Face III	0	0
Face IV	0	0

Quadro - 60

UCLA Titânio 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	13,90
Face II	36	51,30
Face III	0	30,50
Face IV	0	38,80

Quadro - 61

UCLA Titânio 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	30,50
Face II	22,87	26,30
Face III	0	23,60
Face IV	38,80	0

Quadro - 62

UCLA Titânio 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	50,60	0
Face II	26,23	0
Face III	23,60	51,30
Face IV	24,90	31,90

Quadro - 63

UCLA Titânio 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	26,30	0
Face II	30,50	0
Face III	38,80	50,60
Face IV	15,20	11,80

Discrepância Horizontal entre Implante e Munhão Personalizado (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 65

Munhão Personalizado 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	10,40	11,10
Face II	11,10	34,60
Face III	0	0
Face IV	0	0

Quadro - 66

Munhão Personalizado 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	11,80
Face II	11,10	10,40
Face III	11,10	34,60
Face IV	0	0

Quadro - 67

Munhão Personalizado 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	30,50
Face II	0	15,20
Face III	38,80	0
Face IV	0	50,60

Quadro - 68

Munhão Personalizado 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	0
Face II	31,90	0
Face III	0	31,90
Face IV	26,30	38,86

Quadro - 69

Munhão Personalizado 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	60,66	23,66
Face II	30,50	31,60
Face III	11,80	11,10
Face IV	11,10	10,50

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido anti-rotacional (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 71

UCLA Fundido anti-rotacional 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	67,90	27,70
Face II	0	0
Face III	0	33,30
Face IV	74,80	95,60

Quadro - 72

UCLA Fundido anti-rotacional 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	97	49,90
Face II	0	49,90
Face III	97	95,60
Face IV	105	67,90

Quadro - 73

UCLA Fundido anti-rotacional 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	33,33	0
Face II	67,90	95,66
Face III	0	105
Face IV	67,90	27,70

Quadro -74

UCLA Fundido anti-rotacional 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	33,33	67,90
Face II	74,80	27,53
Face III	99,88	74,88
Face IV	67,90	67,90

Quadro - 75

UCLA Fundido anti-rotacional 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	27,70	33,33
Face II	67,90	74,80
Face III	27,70	105
Face IV	33,33	105,05

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido rotacional (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 77

UCLA Fundido Rotacional 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	33,33	67,90
Face II	27,70	74,80
Face III	74,80	27,70
Face IV	105	0

Quadro -78

UCLA Fundido Rotacional 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	0
Face II	67,90	105,78
Face III	0	95,60
Face IV	97	49,90

Quadro - 79

UCLA Fundido Rotacional 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	0	74,80
Face II	67,90	33,33
Face III	28,98	27,53
Face IV	0	0

Quadro - 80

UCLA Fundido Rotacional 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	67,90	108,77
Face II	49,98	97,77
Face III	95,66	74,88
Face IV	67,90	105,70

Quadro - 81

UCLA Fundido Rotacional 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	33,33	74,88
Face II	95,60	68,77
Face III	99,88	106,77
Face IV	105,76	68,79

Discrepância Horizontal entre Implante e UCLA fundido rotacional retificado (medidas em Micrometros).

Os próximos quadros demonstram a discrepância horizontal nos pontos de medida sobre o implante, como pré-determinado e descrito no método. Cada quadro representa uma das amostras avaliadas sobre as quatro faces pré-determinadas do implante.

Quadro - 83

UCLA Fundido Rotacional Retificado 1	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	27,70	104
Face II	34,60	67,90
Face III	73,79	26,70
Face IV	0	105

Quadro - 84

UCLA Fundido Rotacional Retificado 2	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	66,70	95,60
Face II	97	48,77
Face III	72,66	60,80
Face IV	0	25,38

Quadro - 85

UCLA Fundido Rotacional Retificado 3	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	58,77	105,82
Face II	43,77	40,80
Face III	97,68	99,68
Face IV	70,85	106,89

Quadro - 86

UCLA Fundido Rotacional Retificado 4	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	35,83	74,88
Face II	68,76	99,88
Face III	95,83	60,82
Face IV	0	0

Quadro - 87

UCLA Fundido Rotacional Retificado 5	Medida Lado Esquerdo	Medida Lado Direito
Face I	26,53	34,55
Face II	66,66	25,40
Face III	45,80	70,60
Face IV	103,70	0

ANEXO C - Estatística

1) DISCREPÂNCIA HORIZONTAL

Multiple Dependent Tukey HSD		Variable:			Comparisons MICROM	
(I) GRUPO	(J) GRUPO	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
Ucla noble	Ucla Tilite	-7,0020	5,9452	,903	-24,5303	10,5263
	Ucla titânio	-8,3885	5,9452	,796	-25,9168	9,1398
	munhão personalizado	-4,9073	5,9452	,982	-22,4355	12,6210
	Ucla anti rotacional fundido	-44,0265(*)	5,9452	,000	-61,5548	-26,4982
	Ucla rotacional fundido	-48,1068(*)	5,9452	,000	-65,6350	-30,5785
	Ucla rotacional fundido retificado	-46,4852(*)	5,9452	,000	-64,0135	-28,9570
Ucla Tilite	Ucla noble	7,0020	5,9452	,903	-10,5263	24,5303
	Ucla titânio	-1,3865	5,9452	1,000	-18,9148	16,1418
	munhão personalizado	2,0948	5,9452	1,000	-15,4335	19,6230
	Ucla anti rotacional fundido	-37,0245(*)	5,9452	,000	-54,5528	-19,4962

	Ucla rotacional fundido	-41,1047(*)	5,9452	,000	-	58,6330	-	23,5765
	Ulca rotacional fundido retificado	-39,4833(*)	5,9452	,000	-	57,0115	-	21,9550
Ucla titânio	Ucla nobre	8,3885	5,9452	,796	-	9,1398	25,9168	
	Ucla Tilite	1,3865	5,9452	1,000	-	16,1418	18,9148	
	munhão personalizado	3,4812	5,9452	,997	-	14,0470	21,0095	
	Ucla anti rotacional fundido	-35,6380(*)	5,9452	,000	-	53,1663	-	18,1097
	Ucla rotacional fundido	-39,7183(*)	5,9452	,000	-	57,2465	-	22,1900
	Ulca rotacional fundido retificado	-38,0968(*)	5,9452	,000	-	55,6250	-	20,5685
munhão personalizado	Ucla nobre	4,9073	5,9452	,982	-	12,6210	22,4355	
	Ucla Tilite	-2,0948	5,9452	1,000	-	19,6230	15,4335	
	Ucla titânio	-3,4812	5,9452	,997	-	21,0095	14,0470	
	Ucla anti rotacional fundido	-39,1193(*)	5,9452	,000	-	56,6475	-	21,5910
	Ucla rotacional fundido	-43,1995(*)	5,9452	,000	-	60,7278	-	25,6712
	Ulca rotacional fundido retificado	-41,5780(*)	5,9452	,000	-	59,1063	-	24,0497
Ucla anti rotacional fundido	Ucla nobre	44,0265(*)	5,9452	,000	26,4982	61,5548		
	Ucla Tilite	37,0245(*)	5,9452	,000	19,4962	54,5528		
	Ucla titânio	35,6380(*)	5,9452	,000	18,1097	53,1663		
	munhão personalizado	39,1193(*)	5,9452	,000	21,5910	56,6475		

	Ucla rotacional fundido	-4,0802	5,9452	,993	- 21,6085	13,4480
	Ulca rotacional fundido retificado	-2,4587	5,9452	1,000	- 19,9870	15,0695
Ucla rotacional fundido	Ucla nobre	48,1068(*)	5,9452	,000	30,5785	65,6350
	Ucla Tilite	41,1047(*)	5,9452	,000	23,5765	58,6330
	Ucla titânio	39,7183(*)	5,9452	,000	22,1900	57,2465
	munhão personalizado	43,1995(*)	5,9452	,000	25,6712	60,7278
	Ucla anti rotacional fundido	4,0802	5,9452	,993	- 13,4480	21,6085
	Ulca rotacional fundido retificado	1,6215	5,9452	1,000	- 15,9068	19,1498
Ulca rotacional fundido retificado	Ucla nobre	46,4852(*)	5,9452	,000	28,9570	64,0135
	Ucla Tilite	39,4833(*)	5,9452	,000	21,9550	57,0115
	Ucla titânio	38,0968(*)	5,9452	,000	20,5685	55,6250
	munhão personalizado	41,5780(*)	5,9452	,000	24,0497	59,1063
	Ucla anti rotacional fundido	2,4587	5,9452	1,000	- 15,0695	19,9870
	Ucla rotacional fundido	-1,6215	5,9452	1,000	- 19,1498	15,9068

* The mean difference is significant at the .05 level.

2) FENDA VERTICAL

Multiple Dependent Tukey HSD		Variable:			Comparisons MICROM	
		Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
(I) GRUPOS	(J) GRUPOS				Lower Bound	Upper Bound
Ucla nobre	Ucla tilite	-1,3062	,4923	,110	-2,7576	,1453
	Ulca titânio	-6,5767(*)	,4923	,000	-8,0281	-5,1252
	munhão personalizado	-6,2567(*)	,4923	,000	-7,7081	-4,8052
	Ulca fundido anti rotacional	-12,2698(*)	,4923	,000	-13,7213	-10,8184
	Ulca fundido rotacional	-12,7613(*)	,4923	,000	-14,2128	-11,3099
	Ucla fundido rotacional retificado	-9,5682(*)	,4923	,000	-11,0196	-8,1167
Ucla tilite	Ucla nobre	1,3062	,4923	,110	-,1453	2,7576
	Ulca titânio	-5,2705(*)	,4923	,000	-6,7220	-3,8190
	munhão personalizado	-4,9505(*)	,4923	,000	-6,4020	-3,4990
	Ulca fundido anti rotacional	-10,9637(*)	,4923	,000	-12,4151	-9,5122
	Ulca fundido rotacional	-11,4552(*)	,4923	,000	-12,9066	-10,0037
	Ucla fundido rotacional retificado	-8,2620(*)	,4923	,000	-9,7135	-6,8105
Ulca titânio	Ucla nobre	6,5767(*)	,4923	,000	5,1252	8,0281
	Ucla tilite	5,2705(*)	,4923	,000	3,8190	6,7220
	munhão personalizado	,3200	,4923	,995	-1,1315	1,7715

	Ulca fundido anti rotacional	-5,6932(*)	,4923	,000	-7,1446	-4,2417
	Ulca fundido rotacional	-6,1847(*)	,4923	,000	-7,6361	-4,7332
	Ucla fundido rotacional retificado	-2,9915(*)	,4923	,000	-4,4430	-1,5400
munhão personalizado	Ucla nobre	6,2567(*)	,4923	,000	4,8052	7,7081
	Ucla tilite	4,9505(*)	,4923	,000	3,4990	6,4020
	Ulca titânio	-,3200	,4923	,995	-1,7715	1,1315
	Ulca fundido anti rotacional	-6,0132(*)	,4923	,000	-7,4646	-4,5617
	Ulca fundido rotacional	-6,5047(*)	,4923	,000	-7,9561	-5,0532
	Ucla fundido rotacional retificado	-3,3115(*)	,4923	,000	-4,7630	-1,8600
Ulca fundido anti rotacional	Ucla nobre	12,2698(*)	,4923	,000	10,8184	13,7213
	Ucla tilite	10,9637(*)	,4923	,000	9,5122	12,4151
	Ulca titânio	5,6932(*)	,4923	,000	4,2417	7,1446
	munhão personalizado	6,0132(*)	,4923	,000	4,5617	7,4646
	Ulca fundido rotacional	-,4915	,4923	,955	-1,9430	,9600
	Ucla fundido rotacional retificado	2,7017(*)	,4923	,000	1,2502	4,1531
Ulca fundido rotacional	Ucla nobre	12,7613(*)	,4923	,000	11,3099	14,2128
	Ucla tilite	11,4552(*)	,4923	,000	10,0037	12,9066
	Ulca titânio	6,1847(*)	,4923	,000	4,7332	7,6361
	munhão personalizado	6,5047(*)	,4923	,000	5,0532	7,9561
	Ulca fundido anti rotacional	,4915	,4923	,955	-,9600	1,9430

	Ucla fundido rotacional retificado	3,1932(*)	,4923	,000	1,7417	4,6446
Ucla fundido rotacional retificado	Ucla nobre	9,5682(*)	,4923	,000	8,1167	11,0196
	Ucla tilite	8,2620(*)	,4923	,000	6,8105	9,7135
	Ulca titânio	2,9915(*)	,4923	,000	1,5400	4,4430
	munhão personalizado	3,3115(*)	,4923	,000	1,8600	4,7630
	Ulca fundido anti rotacional	-2,7017(*)	,4923	,000	-4,1531	-1,2502
	Ulca fundido rotacional	-3,1932(*)	,4923	,000	-4,6446	-1,7417

* The mean difference is significant at the .05 level.