

DELCIDES CAETANO PEREIRA NETO

**ADAPTAÇÃO *IN VITRO* DA PLATAFORMA PROTÉTICA DE PILARES
UCLA UNIDOS POR BARRA, EM FUNÇÃO DA CINTA E PONTO DE
SOLDA, NAS REABILITAÇÕES MAXILOFACIAIS SOBRE IMPLANTES**

Brasília, 2015

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

DELCIDES CAETANO PEREIRA NETO

**ADAPTAÇÃO *IN VITRO* DA PLATAFORMA PROTÉTICA DE PILARES
UCLA UNIDOS POR BARRA, EM FUNÇÃO DA CINTA E PONTO DE
SOLDA, NAS REABILITAÇÕES MAXILOFACIAIS SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada à Universidade de Brasília, Faculdade de Ciências da Saúde, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Área de Concentração em Saúde Bucal.

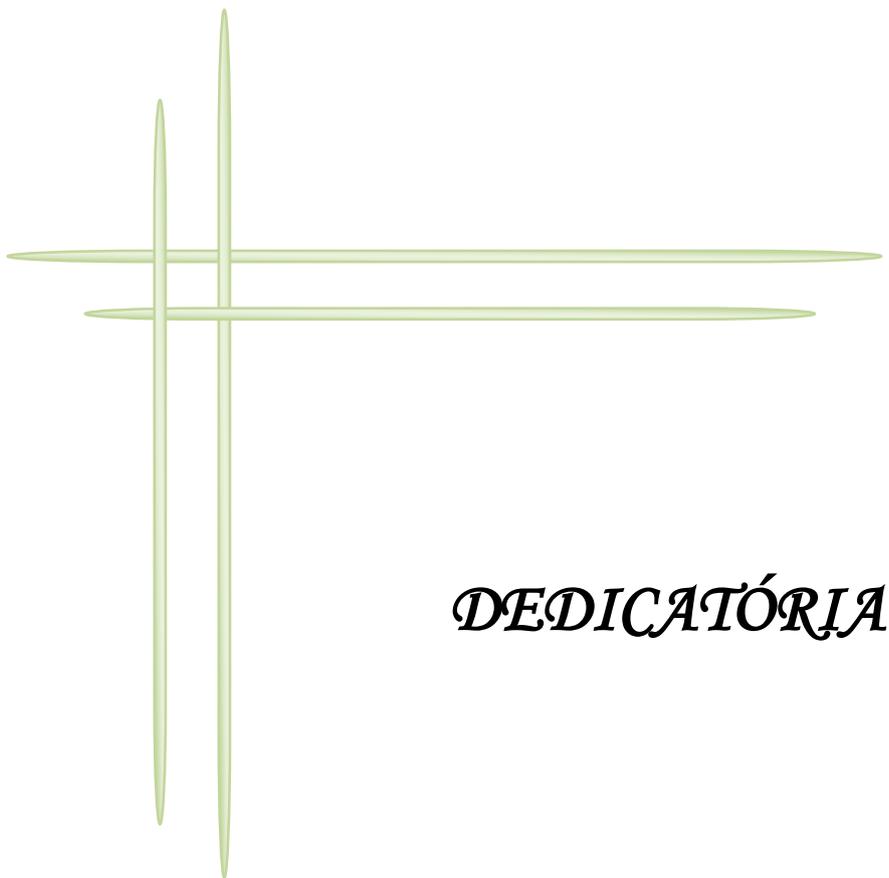
Orientadora Profa. Dra. Aline Úrsula Rocha Fernandes

Brasília
2015

DADOS CURRICULARES

DELCIDES CAETANO PEREIRA NETO

NASCIMENTO	02/04/1962 - UBERABA – MG
FILIAÇÃO	Jair Caetano Pereira Irani Fonseca Caetano
1982/1985	Graduação Universidade de Uberaba - UNIUBE
1995	Curso de Especialização em Prótese Dentária. Faculdade de Odontologia do Planalto Central - FOPLAC.
2006	Curso de Especialização em Saúde Coletiva. Associação Brasileira de Odontologia do DF – ABO-DF.
2009	Curso de Especialização em Odontologia Legal. Associação Brasileira de Odontologia do DF – ABO-DF.
2011	Curso de Especialização em Implantodontia. Associação Brasileira de Odontologia do DF – ABO-DF.



DEDICATÓRIA

Aos meus Pais, Jair e Irani, que plantaram em mim as sementes dos frutos que hoje colho.

Aos meus irmãos, Claudio, Renato e Rosaine, que tenho absoluta certeza que, mesmo estando em Uberaba, torcem pelo meu sucesso.

A minha esposa Estael, meus filhos Bruno e Mayara, que compreenderam com galhardia as minhas ausências, pois estando em casa, preso aos estudos, ficava distante, e mesmo assim, sem reclamações, me apoiaram e jamais me deixaram sucumbir no desânimo do cansaço. Muito obrigado, família querida!

A Professora Aline Úrsula Rocha Fernandes, que sempre me orientou com tanta dedicação e sempre com sorriso nos lábios, e me ensinou, através do exemplo, a valorização do ser humano. Obrigado Aline, sem você eu não conseguiria, você possui o dom de ensinar, que Deus te abençoe sempre!



AGRADECIMENTOS

A Deus, nosso criador, por oportunizar na minha vida presença de pessoas que auxiliam no meu progresso intelectual e espiritual.

Às Empresas S.I.N Implantes e CONSIST, que, como incentivadoras às pesquisas científicas, cederam materiais para execução dos experimentos.

À Empresa CONEXÃO, na pessoa da sra. Carla, que cedeu implantes e barras da conexão, bem como descontos nos demais componentes e transferentes.

Ào Sr. Wesley Toledo, representante da empresa S.I.N, naquela ocasião e hoje representante da empresa CONSIST, por ter apresentado aos gestores da empresa.

Ao Laboratório de Prótese Dentária Megadente, que fez o enceramento, a fundição e soldagem dos experimentos. Ao técnico em Laboratório Roberto Barbosa, pela soldagem. Ao técnico em Laboratório Ricardo Eugênio, pelo enceramento e fundição.

Ao Prof. Antônio Sebben, responsável pelo Laboratório de Anatomia Comparativa de Vertebrados da Universidade de Brasília, que disponibilizou as Lupas estereoscópicas.

A Doutoranda Tainã Rapp Ty-Daniel, que gentilmente auxiliou para medições.

Ao Thompson França Tomatieli e ao Prof. Dr. Rafael Trindade Burtet, da Imunologia da Universidade de Brasília, pela atenção na disponibilidade de aparelho para mensurações.

Ao laboratório de Histopatologia Bucal, na pessoa da Profa. Dra. Ana Carolina Acevedo Poppe, pela disponibilidade e apoio.

Ao Prof. Dermeval Aparecido do Carmo, Chefe do Laboratório de Micropaleontologia, do Instituto Geociências da Universidade de Brasília, que cedeu o equipamento de microscopia eletrônica de varredura.

Ao Lucas Silveira Antonietto, técnico responsável pelo MEV, que tirou as fotos, disponibilizando gentilmente seu tempo.

A minha filha, Mayara Oliveira Caetano, graduando em farmácia na Unb, que revisou a tradução do Abstract.

A empresa de Consultoria Inferir, que fez as análises estatísticas.

Ao Professor Jorge Alberto Cordón Portillo, grande amigo, nobre professor, que sempre me incentivou nos estudos.

Ao Professor Antônio Elias, que sempre esteve comigo na Clínica Odontológica do HUB e sempre me recebendo com sorriso nos lábios.

Ao Professor Malthus Fonseca Galvão, grande amigo, e que gentilmente me auxiliou na tabulação dos dados e incentivou a prosseguir.

Aos Professores que ministraram aulas teóricas e práticas, pois sem elas não teria êxito algum. Aos funcionários da UnB que zelam pela limpeza e proporciona um ambiente seguro, limpo e agradável.

Ao grande amigo Dr. Marcos Roberto Ramos, que sempre me incentivou nos estudos.

Aos Colegas, que compartilharam momentos agradáveis de aprendizagem e troca de experiências durante as aulas práticas e teóricas.

Aos graduandos em Odontologia da UnB, que possibilitaram o despertar para uma vida acadêmica ao nos solicitar orientações durante os procedimentos em atividades clínicas nos pacientes.

Aos Pacientes da Clínica Odontológica do HUB, que durante as aulas clínicas foi possível realizar os atendimentos.

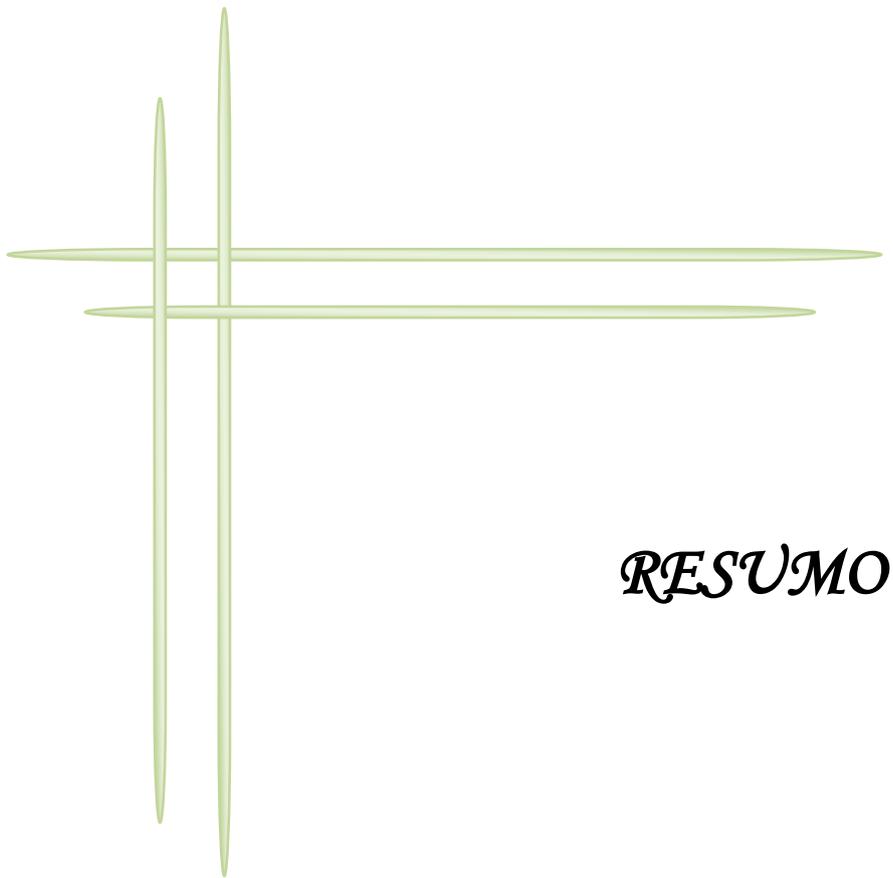
Aos Dentistas e funcionários do COC – Centro Odontológico Caetano Ltda., pela compreensão nos momentos de estudo, trabalho e da execução do Projeto.



EPIGRAFE

“O cientista não é o homem que fornece as verdadeiras respostas; é quem faz as verdadeiras perguntas”. (Claude Lévi-Strauss)

"Tenho a impressão de ter sido uma criança brincando à beira-mar, divertindo-me em descobrir uma pedrinha mais lisa ou uma concha mais bonita que as outras, enquanto o imenso oceano da verdade continua misterioso diante de meus olhos". (Isaac Newton)



RESUMO

PEREIRA NETO, DC. Adaptação in vitro da plataforma protética de pilares ucla unidos por barra, em função da cinta e ponto de solda, nas reabilitações maxilofaciais sobre implantes [dissertação]. Brasília: UnB – Universidade de Brasília; 2015.

RESUMO

As reabilitações com implantes são reconhecidamente eficazes por restabelecerem a função e a estética aos pacientes que perderam os dentes, assim como nos pacientes maxilectomizados. Em busca de uma alternativa econômica e permitindo a reabilitação dental em espaços protéticos reduzidos, o componente protético UCLA colabora nestas reabilitações, e proporciona atender a uma população que depende dos serviços públicos. O objetivo deste estudo foi comparar a adaptação marginal na interface do componente protético UCLA, associado à barra, com a plataforma de implantes Hexágono Externo 4,1 mm, em função da cinta e de posterior ponto de solda. Foram confeccionados 10 grupos, cujos implantes foram embutidos em bases acrílicas, simulando o paciente *in vivo*. Procedimentos clínicos e laboratoriais de moldagem e obtenção de modelos foram seguidos. Os pilares fundidos, unidos por barras, foram analisados em lupa estereoscópica e microscópio eletrônico de varredura, em pontos preestabelecidos, antes e depois de seccionamento e solda das barras. Os testes estatísticos de Wilcoxon e de Kruskal – Wallis demonstraram que, independente do material da cinta, antes e depois da solda, não houve diferenças nas desadaptações horizontais, mas sim nas desadaptações verticais. Portanto, concluímos que nas reabilitações maxilofaciais com UCLAs sobre implantes, o material da cinta não influencia no resultado final. No entanto, recomendamos o seccionamento e ponto de solda para as correções das desadaptações verticais.

Palavras-chave: Adaptação marginal dentária, Projeto do Implante Dentário-Pivô,
Próteses e Implantes, Técnica de Fundição Odontológica,
Componentes Protéticos



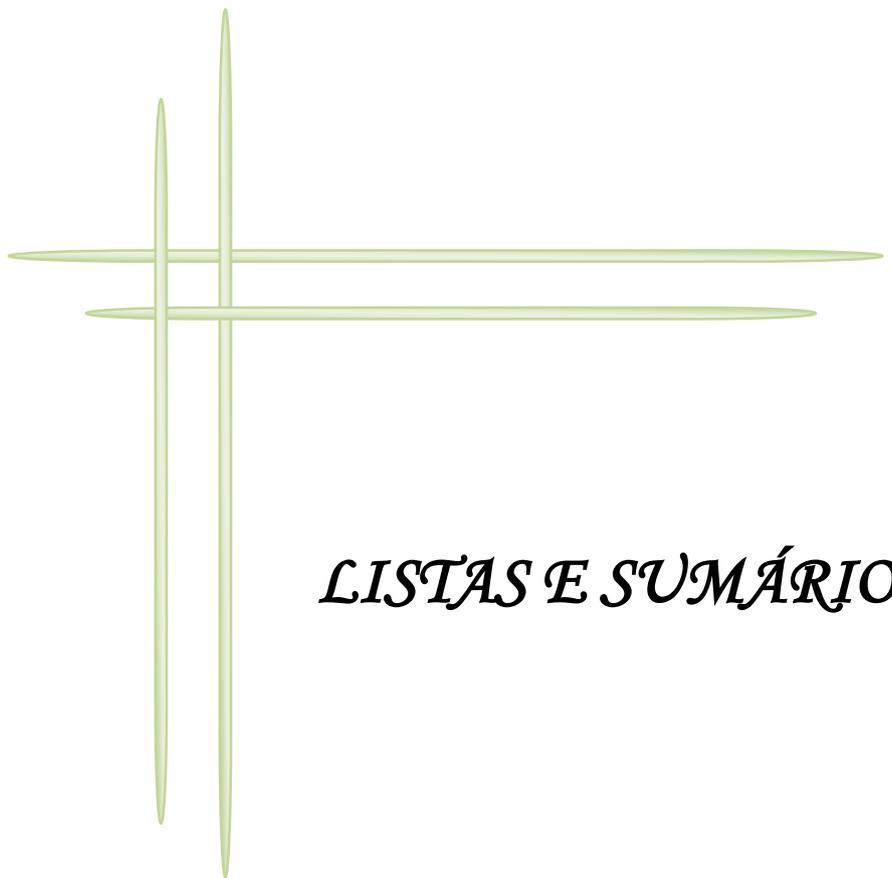
ABSTRACT

PEREIRA NETO DC. In vitro adaptation of UCLA pillars prosthetic platform united by bar, considering the strip and the weldspot, in maxillofacial rehabilitation over implants [dissertation]. Brasília: UnB – University of Brasília; 2015.

ABSTRACT

The rehabilitation using implants are recognized as effective for restoring function and aesthetics to patients who have lost teeth, as well as in maxillectomy patients. In search of a economical alternative and allowing dental rehabilitation in reduced prosthetic spaces, the prosthetic component UCLA collaborates in these rehabilitations, and provides assistance to a population that depends on public services. The aim of this study was to compare the marginal adaptation in prosthetic component UCLA interface, associated to a bar, with External Hexagon 4,1 mm implant platform, considering the strip and the posterior spotweld. 10 groups were formed, of which implants were embedded in acrylic bases, simulating an *in vivo* patient. Molding clinical and laboratorial procedures and obtainment of models were followed. The fused pillars, united by bars, were analyzed using stereoscopic magnifying glass and scanning electron microscope, in pre-established spots, before and after sectioning and welding of the bars. The Wilcoxon and Kruskal – Wallis' statistical tests demonstrated that, regardless the strip material, before and after welding, there were no differences in the horizontal maladaptation, but in the vertical maladaptation. Therefore, we concluded that in maxillofacial rehabilitation with UCLA's over implants, the strip material doesn't affect the final result. However, we recommend sectioning and spotweld to fix the vertical maladaptation.

Key-words: Dental Marginal Adaptation, Dental Implant-Abutment Design, Prosthetics and Implants, Dental Casting Technique, Prosthetic Components.



LISTAS E SUMÁRIO

LISTA DE QUADROS, TABELAS E GRÁFICOS

Quadro 01	Grupos experimentais, de acordo com fabricante e material da cinta do componente UCLA.....	33
Quadro 02	Descrição dos materiais utilizados na pesquisa.....	34
Tabela 01	Valores obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais dos grupos avaliados, em lupa estereoscópica, antes do processo de solda, no implante B.....	50
Tabela 02	Valores, em micrômetros (μ) obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais e horizontais, dos grupos avaliados, antes do ponto de solda, em microscópio eletrônico de varredura	51
Gráfico 01	Distribuição das desadaptações verticais, antes e depois da solda.	52
Gráfico 02	Distribuição das desadaptações horizontais, antes e depois da solda	52
Tabela 03	Valores, em micrômetros, obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais e horizontais nas faces vestibulares (V) e palatinas (P), após realização da solda, em microscopia eletrônica de varredura	53
Gráfico 03	Distribuição das desadaptações verticais, antes e depois da solda em que apresentaram 3 valores discrepantes antes da solda (outliers)	54
Tabela 04	Valores médios, em micrômetros, de desadaptação vertical e horizontal para os grupos, em função da cinta dos pilares UCLA, submetidos à análise estatística	54
Gráfico 04	Comparação entre os Grupos de UCLAS metálicas e plásticas.....	55

Tabela 05	Valores médios, em micrômetros, das desadaptações vertical e horizontal, no implante A dos grupos avaliados	55
Tabela 06	Valores agrupados dos resultados das desadaptações verticais, nas faces vestibulares (V) e horizontais, nas faces proximais externas (P), antes e depois da solda (S) nos implantes A e B no microscópio eletrônico de varredura.	69
Tabela 07	Agrupamento dos resultados obtidos no microscópio eletrônico de varredura das Grupos de UCLAs metálicas e plásticas antes e depois da solda, avaliando as desadaptações verticais e horizontais por Grupo para obtenção da média e do Desvio Padrão	70
Tabela 08	Valores em micrometros, obtida no microscópio eletrônico de varredura, dos Grupos considerando suas variáveis	71
Tabela 09	Estatísticas descritivas das distribuições dos resultados, em micrometros, obtidos na microscopia eletrônica de varredura das Desadaptações verticais e horizontais, considerando a solda e o material da cinta	72

LISTA DE FIGURAS

Figura 01	Protótipo dos corpos de prova, em gesso e resina acrílica, contendo dois implantes hexágono externo 4,1 mm	36
Figura 02	União dos transferentes.....	36
Figura 03	Matriz em gesso especial, contendo dois transferentes quadrados para plataforma hexágono externo 4,1 mm	37
Figura 04	Matriz em gesso especial, contendo transferentes quadrados, envolvida por silicone laboratorial, para construção das amostras em resina epóxi padronizadas	37
Figura 05	Resina epóxi vertida no interior da muralha de silicone laboratorial, para obtenção de posicionamento padronizado dos implantes e confecção de amostras	38
Figura 06	Identificação das faces nos corpos de prova....	38
Figura 07	União dos transferentes quadrados com resina acrílica e prova de moldeira individual acrílica, sobre corpo de prova	39
Figura 08	Moldeiras individuais e transferentes parafusados, para todos os grupos avaliados	39
Figura 09	Carregamento da moldeira individual com silicone de adição fluido e processo de moldagem (Futura, DFL, Brasil	40
Figura 10	Momento do procedimento de moldagem de todos os corpos de prova	40
Figura 11	Análogos posicionados junto aos implantes e momento de vazamento do gesso especial, para obtenção de modelo de trabalho	41

Figura 12	Corpos de prova, em resina epóxi, e modelos em gesso especial	41
Figura 13	Pilares UCLAS parafusadas aos análogos de cada grupo avaliado	42
Figura 14	Padrão em cera do sistema de retenção barra, associando dois pilares UCLAs, parafusados ao modelo de trabalho do grupo 5	43
Figura 15	Sistemas de retenção, após o processamento de fundição	43
Figura 16	Torque de 32 N em parafuso de pilar UCLA sobre implante, marcado como implante A	44
Figura 17	Grupo 04, sob análise em lupa estereoscópica Olympus Sz40 (Olympus Co, Tóquio, Japão)	45
Figura 18	Barras seccionadas, em modelo de gesso especial	46
Figura 19	União dos pilares UCLAs, por meio de barras com ponto de resina acrílica, para futura solda...	47
Figura 20	Indexação de pilares UCLAs e barras, com ponto de união em resina acrílica, para processo de soldagem	47
Figura 21	Processo de soldagem das barras seccionadas.	47
Figura 22	Corpos de prova com os pilares UCLAs e barras, após processo de soldagem e parafusamento aos implantes	48
Figura 23	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 01, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	56
Figura 24	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 05, Antes	57

	da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	
Figura 25	Vista global dos materiais empregados nos experimentos	75
Figura 26	Implantes nas embalagens utilizados nos experimentos das marcas S.I.N e CONEXÃO...	75
Figura 27	UCLAs, análogos e implantes nas embalagens, utilizados nos experimentos, das marcas S.I.N, CONEXÃO E CONSIST	76
Figura 28	Barras acrílicas nas embalagens, da marca CONEXÃO utilizadas na união das UCLAs	76
Figura 29	Torquímetro na embalagem, da marca Neodent utilizado para aplicação do torque nos parafusos dos implantes A.....	77
Figura 30	Confecção dos corpos de provas, de alguns Grupos, com as matrizes evolidas por silicone Zetalabor e embutidas com vidro líquido Gato Preto.....	77
Figura 31	Sistema de retenção nos Grupos de 01 a 10, antes do processo de solda.....	78
Figura 32	Passos laboratoriais da execução do projeto mostrando na sequencia o protótipo, a matriz, o corpo de prova, a moldeira individual, o modelo e o index	78
Figura 33	Lupa estereoscópica, usada para aferir as desadaptações marginais verticais e horizontais do sistema de retenção	79
Figura 34	Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), utilizado para avaliação das desadaptações verticais e horizontais dos experimentos.	79
Figura 35	Grupo 01 sob análise em lupa estereoscópica.	80
Figura 36	Grupo 02 sob análise em lupa estereoscópica..	80
Figura 37	Grupo 03 sob análise em lupa estereoscópica..	80

Figura 38	Grupo 05 sob análise em lupa estereoscópica..	80
Figura 39	Grupo 06 sob análise em lupa estereoscópica..	80
Figura 40	Grupo 07 sob análise em lupa estereoscópica..	81
Figura 41	Grupo 08 sob análise em lupa estereoscópica..	81
Figura 42	Grupo 09 sob análise em lupa estereoscópica..	81
Figura 43	Grupo 10 sob análise em lupa estereoscópica..	81
Figura 44	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 02, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	82
Figura 45	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 03, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	83
Figura 46	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 04, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	84
Figura 47	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 06, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	85
Figura 48	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 07, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	86
Figura 49	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular	87

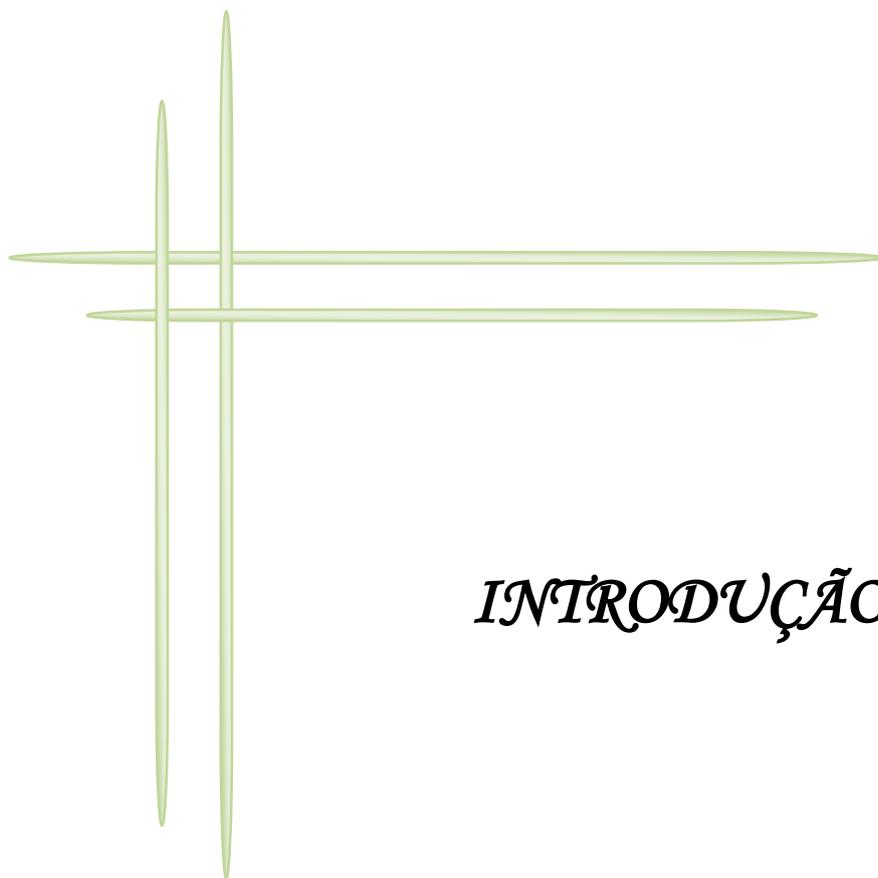
	(V) e proximal externa (P), do Grupo 08, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	
Figura 50	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 09, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	88
Figura 51	Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 10, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura	89
Figura 52	Fabricante do software em que foram realizadas as análises estatísticas.....	90

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

		Componente protético assentado diretamente na
UCLA	=	plataforma do implante, em referência a Universidade da Califórnia
MEV	=	Microscópio Eletrônico de Varredura
mm	=	Milímetro
N	=	Newtons
μ	=	Micrômetro
S.I.N	=	Sistema de Implante
CONEXÃO	=	Conexão Sistema de Prótese
CONSIST	=	Consist Sistema de Implante
AS	=	Antes da solda
DS	=	Depois da solda
AP	=	Implante A face proximal externa
AV	=	Implante A face vestibular
BP	=	Implante B face proximal externa
BV	=	Implante B face vestibular
GR	=	Grupo
SP	=	São Paulo
Ltda.	=	Limitada
GAP	=	Desadaptação
Des V	=	Desadaptação vertical
Des H	=	Desadaptação horizontal
%	=	Porcentagem
KV	=	Quilovolts
HUB	=	Hospital Universitário de Brasília
UnB	=	Universidade de Brasília

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO.....	26
2 - PROPOSIÇÃO.....	30
3 - MATERIAL E MÉTODO	32
4 - RESULTADOS.....	49
5 - DISCUSSÃO.....	58
6 - CONCLUSÃO.....	62
7 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	64
8 - ANEXOS.....	68
Anexo A - Dados obtidos pela leitura dos corpos de prova.....	69
Anexo B - Figuras dos materiais e métodos.....	75
Anexo C - Figuras dos resultados.....	80



INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Defeitos maxilares, em sua maioria, originam-se devido às cirurgias para remoção de tumores, por vezes malignos, tais como os carcinomas. Porém, defeitos congênitos, doenças infecciosas e os mais diferentes tipos de traumas também levam à necessidade de remoção parcial ou total da maxila. A reabilitação de tais pacientes é um desafio a ser enfrentado pelos profissionais envolvidos¹. Normalmente, as próteses ficam suportadas apenas por tecidos moles e não são capazes de restabelecer a função e estética para o paciente.

A incidência de câncer de cabeça e pescoço, na região sudeste do Brasil, ocupa a 5ª posição no gênero masculino e 9ª no gênero feminino². Os pacientes oncológicos cirurgicamente tratados possuem, muitas vezes, grandes perdas de estruturas faciais. As cirurgias são, em sua grande maioria, extremamente mutilantes, causando problemas funcionais e estéticos aos pacientes².

O obturador maxilar apoiado por anexos de barras cliques sobre implante é útil para a reabilitação oral em pacientes maxilectomizados e desdentados^{3,4}, pois devolve o que foi comprometido pela doença, e os pacientes que as utilizam retornam precocemente à alimentação por via bucal⁵. Evita o escape de ar nasal, restabelece uma estética favorável, e nota-se com o uso de prótese obturadora, ausência de refluxo de alimentos líquidos durante a deglutição^{6,7}.

Nothdurft e Pospiech⁸, em 2007, avaliaram que o uso de implantes para pacientes que sofreram maxilectomia, aumenta consideravelmente o conforto no uso de próteses obturadoras implantorretidas. No entanto, a variedade anatômica do defeito e da área residual intacta da maxila são desafios de planejamento e realização técnica⁸.

Neste sentido, um dos maiores desafios na execução dos trabalhos protéticos implantossuportados é o de fabricar e escolher componentes pré-fabricados que tenham adaptação precisa e passiva sobre os implantes, visando evitar tensões que possam levar a complicações mecânicas e biológicas no trabalho executado. A adaptação de componentes combinados de modo impreciso pode influenciar o prognóstico de sucesso do implante, em longo prazo⁹.

Apesar de uma técnica consolidada e das altas taxas de sucesso clínico, por acompanhamento longitudinal, as próteses implantossuportadas ainda são passíveis

de falhas e complicações biológicas, ou mecânicas¹⁰. A adaptação marginal do implante/componente protético depende do uso de peças pré-fabricadas ou fundidas em laboratórios, do tipo de material empregado, da técnica utilizada, da experiência profissional e do torque utilizado¹¹.

Os pilares plásticos fundíveis, de conexão direta com a superfície dos implantes osseointegrados, conhecidos como UCLA, em referência à Universidade da Califórnia¹², possuem extensa aplicabilidade clínica e baixo custo¹³, fatores determinantes para a sua popularização no meio odontológico brasileiro. Fato que tem estimulado diversas investigações científicas, que contribuem para evolução dos conceitos de tratamento e técnicas de confecção da estrutura protética, objetivando minimizar os efeitos das distorções inerentes às etapas clínicas e laboratoriais.

Os pilares protéticos do tipo UCLA, segundo Bhering *et al.*¹⁴, são largamente utilizados na terapia reabilitadora sobre implantes osseointegrados, pois apresentam grande versatilidade, permitem individualização para a realização de diversos tipos de reabilitação a custos reduzidos, além de permitir fundição em metais nobres e semi-nobres. São encontrados em três versões: pré-fabricados, inteiramente calcináveis e sobrefundidos¹⁵.

A presença da base pré-fabricada permite uma melhor adaptação à plataforma do implante, uma vez que somente o cilindro fica sujeito às distorções decorrentes do processo de fundição¹⁴. Foi observado que pilares UCLA sobrefundidos apresentaram menor desajuste marginal do que pilares totalmente calcináveis¹⁴.

Nas pesquisas realizadas por Goiato *et al.*¹⁶, em que foram desenvolvidos estudos longitudinais de avaliações clínicas, observou-se inadequada adaptação entre o implante e o pilar protético, o que pode ser considerado como um fator de risco para reabilitações dentárias, sendo capaz de gerar alterações clínicas e microbiológicas no tecido perimplantar. Além disso, por permitir micromovimentos do pilar protético, uma imperfeição da adaptação entre pilar e implante representa um risco biomecânico, resultando, por exemplo, em deslocamento, quebra do parafuso protético ou quebra do corpo do implante. Esses fatores podem causar comprometimento estético e funcional dos implantes osseointegrados ou a perda da osseointegração¹⁶.

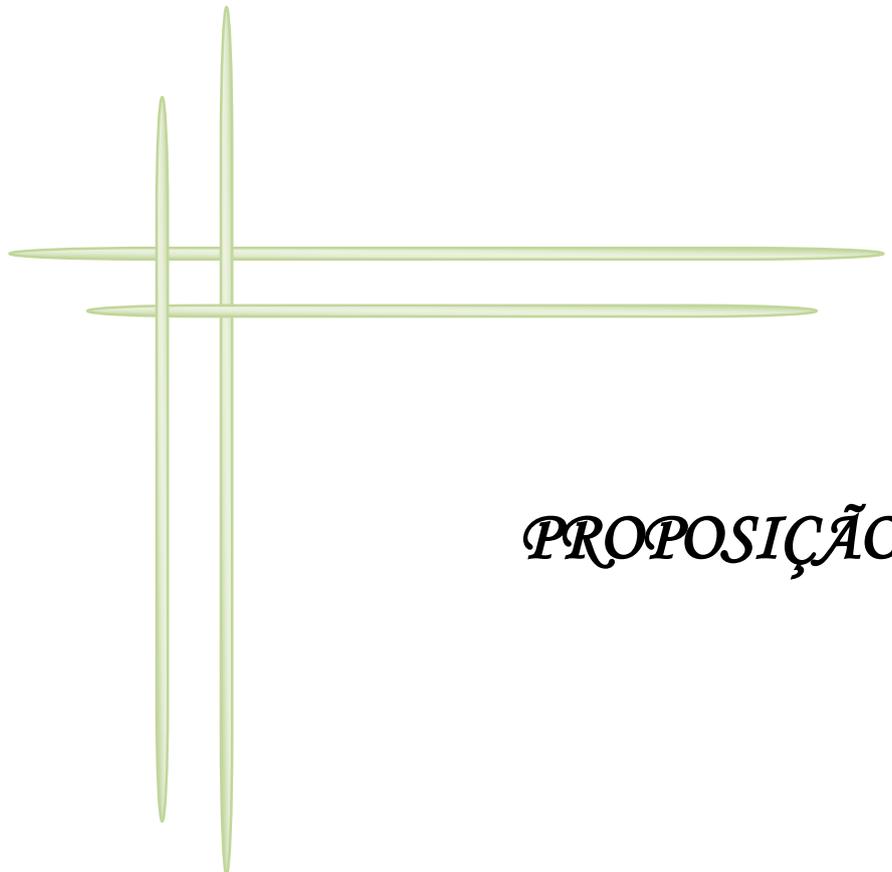
No estudo realizado por Cechinato *et al.*¹⁷, em que foram analisadas as adaptações dos UCAs com cinta metálica, concluíram que o desajuste marginal

vertical dos pilares foi similar antes e após o processo de fundição. Porém, foi possível observar que o processo de fundição altera a superfície de assentamento do componente, tornando-a irregular.

Um estudo comparativo em UCLAS plásticas e com cinta metálica, unidas por barras, foi realizado por Cardoso et al¹⁸, considerando as mesmas antes da fundição, após a fundição e após seccionamento e soldagem das barras. Como resultado, concluíram que não é significativa a diferença gerada pelo processo de fundição, no entanto, comparando-se antes e depois da solda, os resultados foram consideravelmente significativos, no que se referem às correções das grandes desadaptações.

Apesar ds estudos já realizados até o presente momento, a microfenda na interface entre o implante e o intermediário protético é uma constante, presente em diversos estudos, e seus efeitos adversos incluem afrouxamento e/ou perda do parafuso protético, rotação e/ou fratura do intermediário¹⁹. Uma padronização para a classificação desta microfenda ainda não foi estabelecida²⁰. Como consequência desta desadaptação ocorre uma rotação dos pilares das próteses sobre implantes²¹.

Os UCLAs, por serem componentes protéticos populares e universais, quando empregados na plataforma de hexágono externo 4,1 mm, poderão ser um elemento fomentador na reabilitação de maxilectomizados no setor público, pelo valor econômico. Foi norteador de nossas pesquisas, por estarem disponíveis no mercado, em versões diferentes e de valores diversos.



PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo do estudo é avaliar a adaptação horizontal e vertical da plataforma de componentes UCLAs, rotacionais, ao implante regular (plataforma hexágono externo 4,1 mm), unidos por barra, variando o material de sua cinta, após fundição e após seccionamento da barra e aplicação de solda.



MATERIAL E MÉTODO

3 MATERIAL E MÉTODO

Para a avaliação da adaptação e assentamento dos componentes protéticos UCLA na plataforma dos implantes, foram construídos 10 grupos, a partir dos componentes listados no Quadro 01.

Quadro 01 – Grupos experimentais, de acordo com fabricante e material da cinta do componente UCLA

Grupo	Componentes (Lote)	Fabricante	Material da cinta
01	2 implantes (N040098671) 2 análogos (N040099427) 2 UCLAs (N040099125)	S.I.N, SP, Brasil	Metálica
02	2 implantes (N040098671) 2 UCLAs (M120089599) 2 análogos (N040099427)	S.I.N, SP, Brasil	Plástica
03	2 implantes (121348)A (128719)B 2 UCLAs (142631) 2 análogos (143308)	Conexão, SP, Brasil	Metálica
04	2 implantes (139854) 2 UCLAs (142594) 2 análogos (143308)	Conexão, SP, Brasil	Plástica
05	2 implantes (N040098671) 2 análogos (N040099427)	S.I.N, SP, Brasil	Plástica
	2 UCLAs (0004)	Consist, BSB, Brasil	
06	2 implantes (130772)A (127763)B 2 análogos (143308)	Conexão, SP, Brasil	Plástica
	2 UCLAs (0004)	Consist, BSB, Brasil	
07	2 implantes (139854) 2 análogos (143308)	Conexão, SP, Brasil	Metálica
	2 UCLAs (N040099125)	S.I.N, SP, Brasil	
08	2 implantes (130772)A (120479)B	Conexão, SP, Brasil	Plástica

	2 análogos (143308)		
	2 UCLAs (M120089599)	S.I.N, SP, Brasil	
09	2 implantes (N040098671) 2 análogos (N040099427)	S.I.N, SP, Brasil	Metálica
	2 UCLAs (142631)	Conexão, SP, Brasil	
10	2 implantes (N040098671) 2 análogos (N040099427)	S.I.N, SP, Brasil	Plástica
	2 UCLAs (142594)	Conexão, SP, Brasil	

Os materiais empregados neste experimento estão listados no Quadro 02.

Quadro 02 – Descrição dos materiais utilizados na pesquisa

CI	Material	Marca	Lote
01	Gesso Pedra IV	Densite®	755652E
02	Resina Acrílica Autopolimerizável Pó	JET®	502041
03	Resina Acrílica Autopolimerizável Liq	Vipflash®	0000044515
04	Resina Acrílica Autopolimerizável	TRIM II®	1103-103
05	Silicone de laboratório	Zetalabor®	190402
06	Cera Rosa 09	Dentbras®	0000051986
07	Resina Epóxi – Vidro Líquido	Gato Preto®	PJ 017301002
08	Adesivo para silicone - UTAdhesive	Zhermack®	173031
09	Silicone de adição Fluida	Futura AD®	14040405
10	Cera para escultura	Babinete®	0807
11	Barra Cilíndrica Plástica	Conexão®	147956

12	Sprues	Babinete®	9034
13	Revestimento Heat Shock	Polidental®	45556
14	Liga metálica	Fit Cast-V®	515620150812
15	Transferentes Quadrados	Conexão®	148428
16	Transferente Quadrado Gr 8A	Conexão®	149079
17	Oxido de Alumínio Médio	Kota®	001523
18	Disco de Carburundum	Dentorium	16312
19	Réplica do implante 4.1 HE	Consist®	0002
20	Solda Fit	Talmax®	1131
21	Fluxo Fit	Talmax®	4029

Foi construído um protótipo com dois implantes hexágono externo (HE) 4,1mm (Conexão®, Brasil), posicionados à distância de 12 mm entre si, tendo como referência o ponto central para parafusamento dos componentes protéticos. A medida foi aferida por paquímetro digital (Mitutoyo, São Paulo, Brasil). Os implantes foram posicionados sobre uma base de resina acrílica autopolimerizável (JET, A.O.Clássico Ltda, Brasil), fixados sobre uma base plástica e envolvidos em gesso pedra tipo IV (Gesso Rio®, Brasil), (Figura 01).

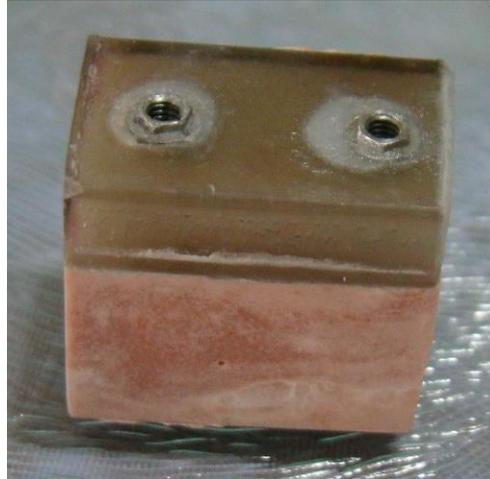


Figura 01 – Protótipo dos corpos de prova, em gesso e resina acrílica, contendo dois implantes hexágono externo 4,1mm



Figura 02 – União dos transferentes

A partir deste protótipo, para obtenção de matrizes, foram usados transferentes quadrados (Conexão[®], Brasil), de moldeira aberta, ferulizados por bastão de resina acrílica autopolimerizável (JET, A.O.Clássico[®], Brasil) e unidos no transferente com resina acrílica TRIM II (Bosworth Company[®], Inglaterra), Figura 02. Após sua polimerização total, foram envolvidos com cera rosa 9 (dentbras[®], brasil), e

embutidas em gesso pedra tipo IV (Densite[®], Brasil). A quantidade de matrizes foi determinada por conveniência, conforme mostra a Figura 03.

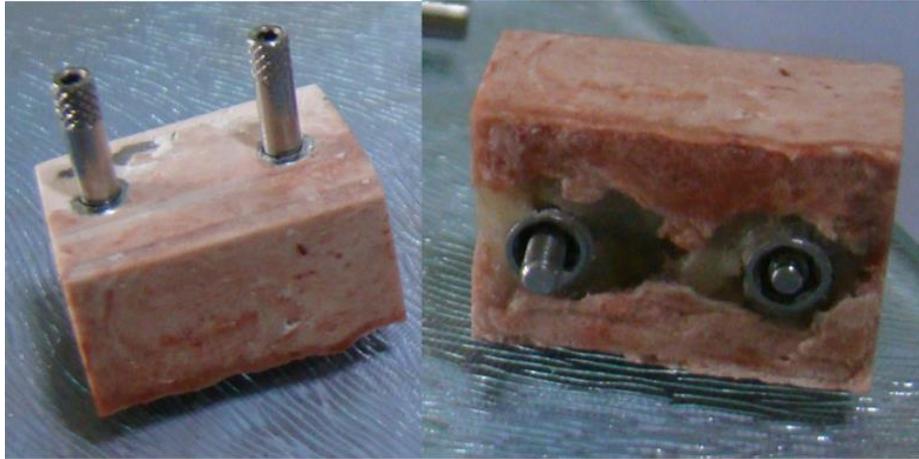


Figura 03 – Matriz em gesso especial, contendo dois transferentes quadrados para plataforma hexágono externo 4,1mm

As matrizes foram encaixotadas, tipo muralha, com silicone de condensação extraduro para laboratório (Zetalabor, Zhemarck, Itália) para obtenção dos corpos de prova (Figura 04). Em seguida, os implantes foram fixados nos transferentes, conforme grupos do Quadro 01. Para a fixação do posicionamento dos implantes, os mesmos foram embutidos em resina epóxi (vidro líquido) Gato Preto (TEC-SCREEN, Brasil), (Figura 05)



Figura 04 – Matriz em gesso especial, contendo transferentes quadrados, envolvida por silicone laboratorial, para construção das amostras em resina epóxi padronizadas

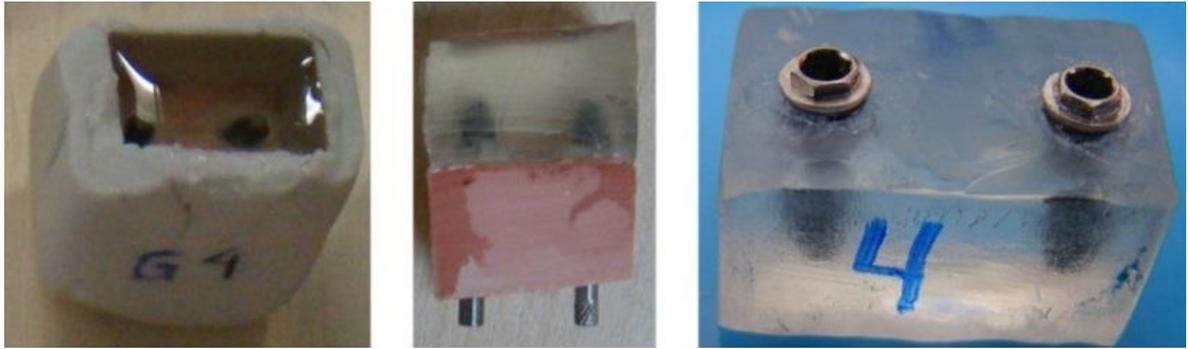


Figura 05 – Resina epóxi vertida no interior da muralha de silicone laboratorial, para obtenção de posicionamento padronizado dos implantes e confecção de amostras

A resina epóxi foi eleita por apresentar, mínima contração, resistência e durabilidade, desde que obedeça aos critérios de manuseio, conforme orientações do fabricante. Os corpos de prova simulam o paciente in vivo, com implantes osseointegrados, para uma possível reabilitação com overdenture obturadora sobre barra-clipes.

Os corpos de prova, separados nos respectivos grupos (Quadro 01), foram identificadas, conforme o grupo de 01 a 10 e suas respectivas faces de “A”, para o implante direito, “B”, para o implante esquerdo, identificadas como faces proximais externas, “V” para vestibular e “P” para a palatina, veja Figura 06



Figura 06 – Identificação das faces nos corpos de prova

Para cada corpo de prova, com resina acrílica incolor autopolimerizável (JET, A.O.Clássico, Brasil), foi construída uma moldeira individual perfurada na extremidade superior, para possibilitar a passagem dos transferentes (Quadrados, Conexão, Brasil), (Figuras 07 e 08). No interior das moldeiras, foi aplicado o adesivo de silicone Universal Tray Adhesive (Zhermack, Itália), para favorecer a união do silicone de adição no momento da moldagem.

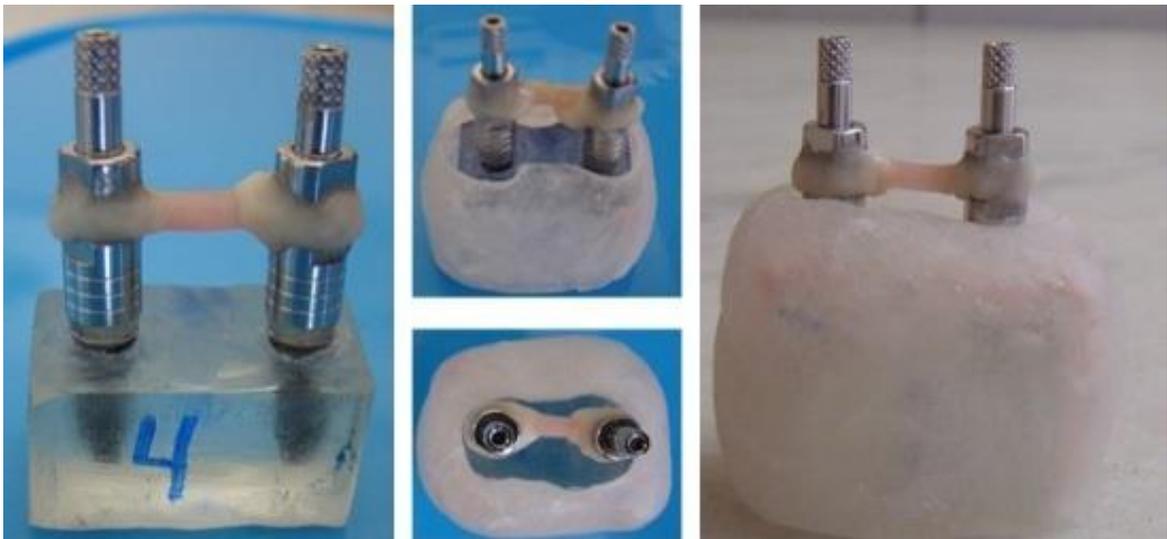


Figura 07 – União dos transferentes quadrados com resina acrílica e prova de moldeira individual acrílica, sobre corpo de prova



Figura 08 – Moldeiras individuais e transferentes parafusados, para todos os grupos avaliados

Nos implantes de cada corpo de prova, foram parafusados os transferentes (Conexão, Brasil), e realizada a união dos mesmos com barra de resina acrílica pré-fabricada, unida aos transferentes com resina acrílica TRIM II (Bosworth Company, Inglaterra). Esta resina foi escolhida por ser de presa rápida, fácil manuseio, menor alteração dimensional, e alta resistência, utilizada na clínica diária. As barras de resina pré-fabricadas foram estabilizadas nos transferentes com resina acrílica TRIM II

(Bosworth Company, Inglaterra), manipulada em e pote dappen de silicone (polidental, Brasil) e aplicada com o pincel 472 (Condor, Brasil). Em seguida, foi realizado o preenchimento das moldeiras individuais e a moldagem propriamente dita, com a pasta fluida do silicone de adição Futura AD (DFL, Brasil).

Para o procedimento da moldagem, foi empregada a Pistola de Moldagem AD Futura e Ponta Misturadora Injecta (DFL, Brasil). A mistura e homogeneização das pastas se fazem automaticamente, empurrando o êmbolo, o que facilitou o processo de moldagem. Cada moldeira foi preenchida e levada diretamente sobre os corpos de prova com os transferentes posicionados e unidos, conforme descrito anteriormente, conforme demonstrados nas Figuras 09 e 10.

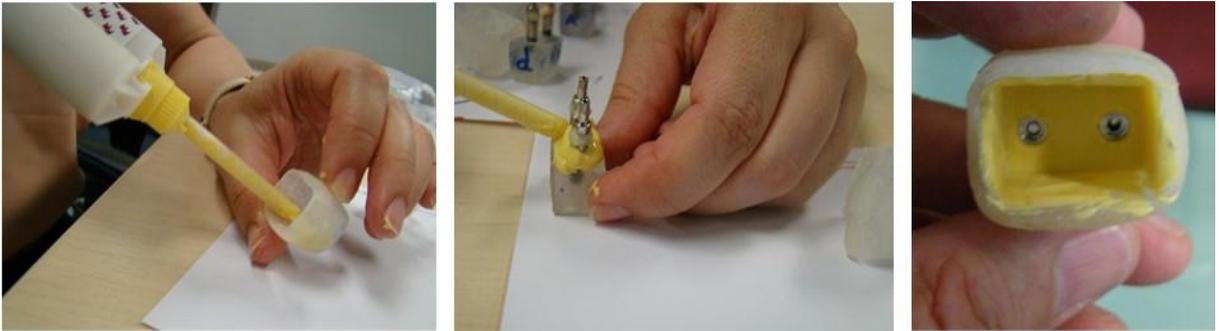


Figura 09 – Carregamento da moldeira individual com silicone de adição fluido e processo de moldagem (Futura, DFL, Brasil)

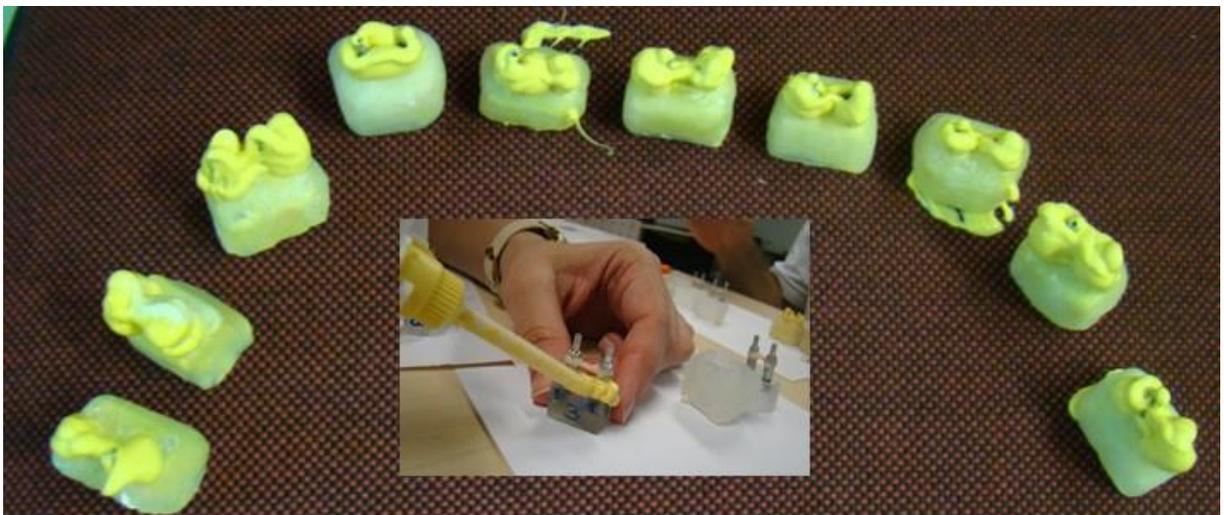


Figura 10 – Momento do procedimento de moldagem de todos os corpos de prova

Todas as moldagens ocorreram no mesmo período, e com vazamento do gesso num período inferior a 24 horas. A fase seguinte consistiu no posicionamento dos análogos nos grupos experimentais (Quadro 01) e vazamento do gesso pedra tipo IV (Densite, Brasil), usando vibrador de gesso (Vibramaxx, VH, Brasil), conforme mostra a Figura 11.



Figura 11 – Análogos posicionados junto aos implantes e momento de vazamento do gesso especial, para obtenção de modelo de trabalho

Desta forma, os modelos de trabalho foram obtidos, para serem realizados o enceramento e a fundição dos sistemas de retenção barra-clipe. Os mesmos foram identificados, representando fielmente o grupo a que pertenciam, inclusive com demarcações, indicando faces e implantes distintos, observe na Figura 12.



Figura 12 – Corpos de prova, em resina epóxi, e modelos em gesso especial

Antes do envio para o laboratório de prótese dentária, cada grupo (Quadro 01) teve seus componentes protéticos e sistemas de retenção individualizados, parafusados com parafusos de cabeça quadrada, do mesmo fabricante da respectiva UCLA, para que não houvesse troca no processamento, conforme mostra a Figura 13.

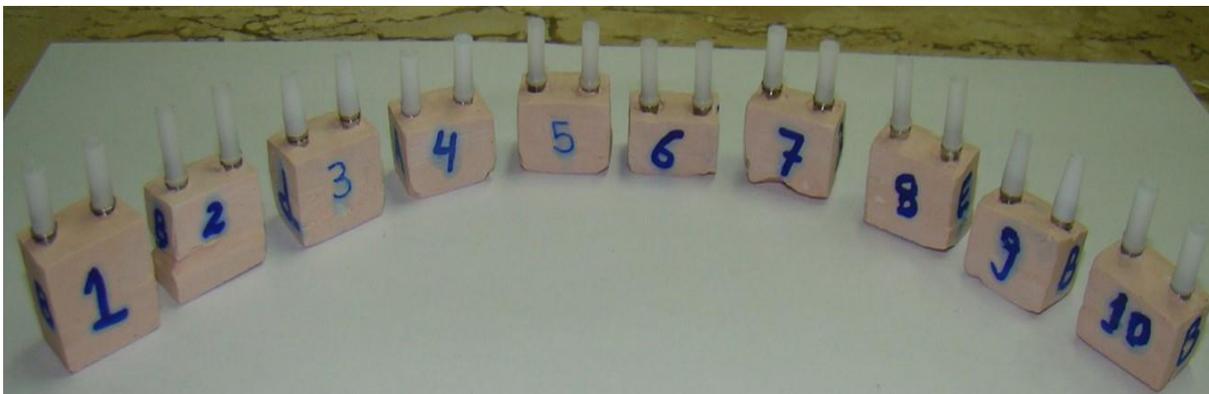


Figura 13 – Pilares UCLAS parafusadas aos análogos de cada grupo avaliado

Os processos de enceramento e fundição dos sistemas de retenção, para cada grupo experimental (Quadro 01), foram realizados no laboratório de prótese dentária Megadente (Brasília, Brasil), da cidade de Brasília, DF, selecionado por conveniência, conforme seria para a reabilitação de caso clínico. Foi utilizada, para o enceramento de união de barra cilíndrica plástica (Conexão, Brasil) às UCLAs, cera odontológica laboratorial Babinete (Ceras Babinete Manufatura e Comércio de Ceras para Moldes Ltda, Brasil).

Após obtenção dos padrões em cera (Figura 14), os mesmos foram preparados para inclusão, usando anel de inclusão (Talmax, Brasil), com base formadora do cadinho de borracha, nos quais foram fixados através de condutos de alimentação, sprues, de cera em fio Babinete (Ceras Babinete Manufatura e Comércio de Ceras para Moldes Ltda, Brasil). O padrão de cera foi incluído em revestimento Heat Shock (polidental, Brasil).

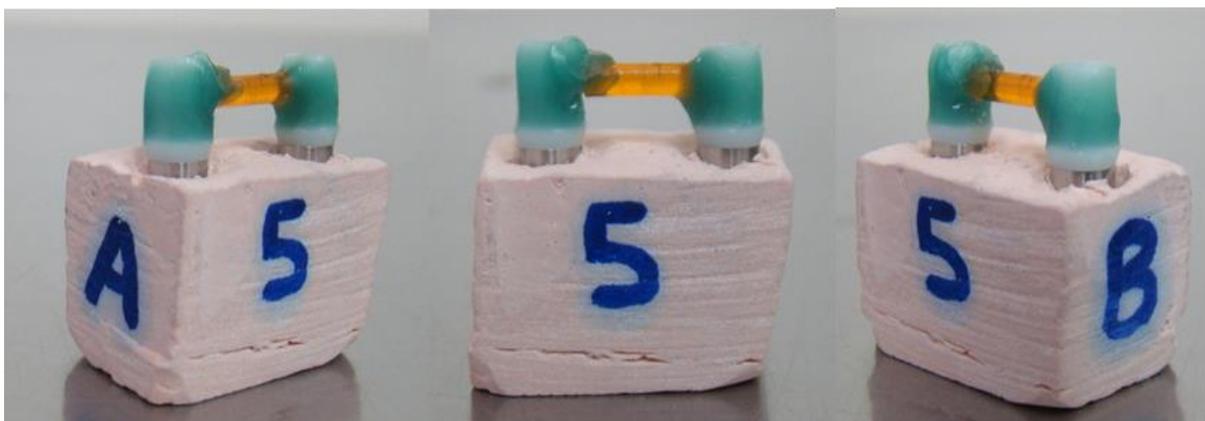


Figura 14 – Padrão em cera do sistema de retenção barra, associando dois pilares UCLAs, parafusados ao modelo de trabalho do grupo 5

O anel de fundição foi levado ao forno elétrico de fundição (Oga Indústria e Comercio Ltda., Brasil), à temperatura de 950°C, para que toda cera fosse queimada e evaporada e o anel de fundição atingisse a temperatura ideal para proceder a fundição em centrífuga.

Após remover o anel do forno elétrico, o mesmo foi levado para a centrífuga Universal (OGP Produtos Odontológicos Ltda., Brasil), para proceder à fundição com a liga Fit Cast-V Ni-Cr, (Talmax®, Brasil), escolhida aleatoriamente, à temperatura de 950°C. A temperatura foi ideal para que, imediatamente após retirados do forno de fundição, pudesse ser efetivamente realizada a fundição.

Depois de fundido, esperou-se o resfriamento do conjunto, e procedeu-se à desinclusão. Removeu-se o revestimento com broca, espátula e tesoura para gesso, para, em seguida, realizar o acabamento e refinamento, Figura 15.



Figura 15 – Sistemas de retenção, após o processamento de fundição

Para o acabamento, foi usado Micromotor Kota Strong 210 (Kota[®], Brasil), disco de carburundum Ninja Gold (Talmax, Brasil), broca diamantada PM 60112508 (DFS, Alemanha), e borracha Eve Universal (OdontoMega, Brasil). Posteriormente, cada sistema foi jateado (Trijato Sandblaster III, Essencedental, Brasil), com óxido de alumínio médio (Kota Knebel Prod. Odontológicos Ltda., Brasil). Cada conjunto foi parafusado ao seu modelo respectivo.

Os sistemas de retenção foram parafusados sobre os implantes correspondentes aos grupos experimentais, nos modelos em resina epóxi, procedendo o torque de 32N, apenas no implante A e deixando o implante B sem parafuso, avaliando-se, inicialmente, a passividade de parafusamento, para cada parafuso isolado, e a adaptação às plataformas dos implantes. Para realizar o torque os corpos de prova foram presos em um torno, conforme ilustra a Figura 16.



Figura 16 – Torque de 32 N em parafuso de pilar UCLA sobre implante, marcado como implante A

Os corpos de prova com as amostras metálicas foram levados à lupa estereoscópica Olympus Sz40 (Olympus Co, Tóquio, Japão), com aumento de 6,7 vezes, e foram fotografadas com a câmara Cyber-Shot DSC-H10 (Sony, Tokio, Japão) preestabelecendo um zoom de 1.3, e foram fotografadas as faces vestibular, palatina e proximais externas de cada implante, escolhidas por conveniência, conforme ilustrado na Figura 17.

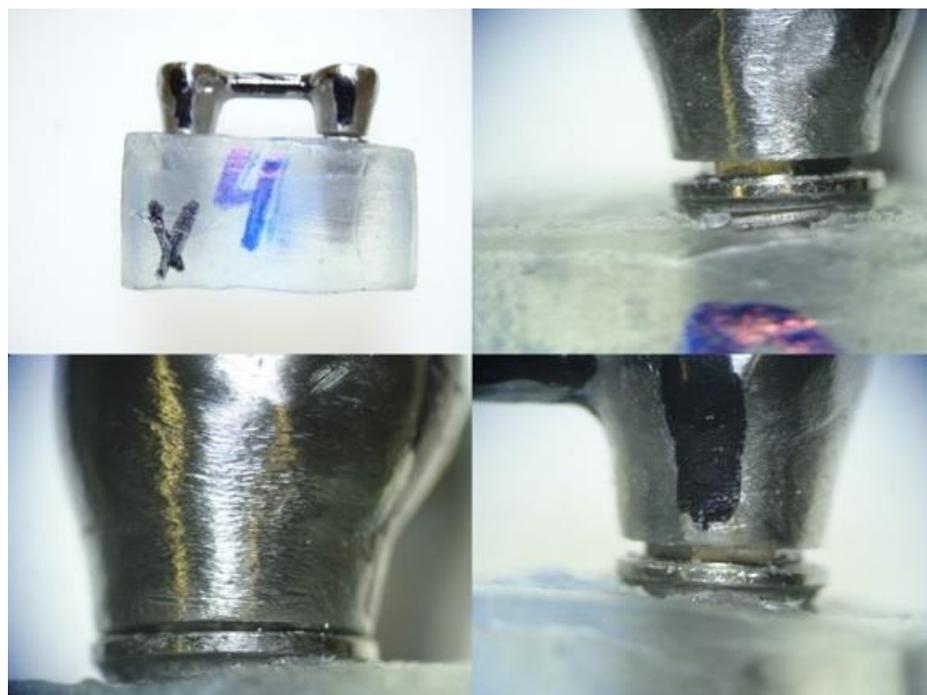


Figura 17 – Grupo 04, sob análise em lupa estereoscópica Olympus Sz40 (Olympus Co, Tóquio, Japão)

As medidas das faces vestibulares dos implantes A e B, para cada grupo, foram realizadas, usando o programa de computação ImageJ (National Institutes of Health, USA).

As amostras foram analisadas no Microscópio Eletrônico de Varredura NeoScop JCM-5000 (Jeol Ltd, Tokio, Japão), verificando-se a desadaptação vertical nas faces vestibulares e a desadaptação horizontal nas faces proximais externas dos implantes A e B. A distinção das faces proximais externas A e B também possibilitaram distinguir os implantes da Conexão[®], que foram usados implantes de comprimentos diferentes, enquanto que os implantes S.I.N foram do mesmo comprimento.

Foi usado um programa de computação de processamento de imagens (Jeol Ltd, Tokio, Japão), com escala em micrômetros e que forneceu as imagens com a escala anexada. Foram fotografadas, de forma aleatória, as faces vestibulares (V) e proximais externas (A e B), conforme veremos nas Figuras 23 e 24.

O microscópio eletrônico de varredura (MEV) foi programado para trabalhar na voltagem de 10 Kv, em alto vácuo, material não metalizado, considerando o centro da cabeça de cada implante, e obtendo valores em micrômetros (μ), com torque de 32N apenas no implante A e deixando o implante B sem parafuso. O aumento foi de

300 vezes nas faces vestibulares e 60 vezes nas faces proximais, com exceção dos grupos 01, 04, e 09 que tiveram uma escala de 90 vezes na face vestibular, por apresentarem uma enorme desadaptação, cujas bordas ultrapassariam o tamanho da imagem e não sendo possível suas medições.

Após a primeira medição, no MEV, de desadaptação entre as plataformas protéticas e implantes, todas as amostras tiveram as barras seccionadas ao meio, com disco de carborundum (Dentorium, New York City), observe na Figura 18. Todos os grupos experimentais (Quadro 01) foram parafusados sobre seus respectivos implantes, as barras seccionadas receberam ponto de união com resina acrílica autopolimerizável TRIM II (Bosworth Company, Inglaterra), veja na Figura 19, em sua posição mais passiva. Para realizar a solda metálica, novos modelos de gesso especial, com análogos para os implantes, foram confeccionados, o que chamamos de index, (Figura 20). O ponto de solda, usando a técnica de brasagem, (Figura 21) foi realizado pelo mesmo técnico do laboratório de prótese selecionado por conveniência. Os excessos de solda foram removidos e foi realizado polimento com discos, borrachas abrasivas. Segunda medição de adaptação às plataformas dos implantes foi realizada, seguindo mesma metodologia descrita, veja Figuras de 18 e 19. Após a solda, foram polidas e concluídas a etapa do experimento, conforme a Figura 22.

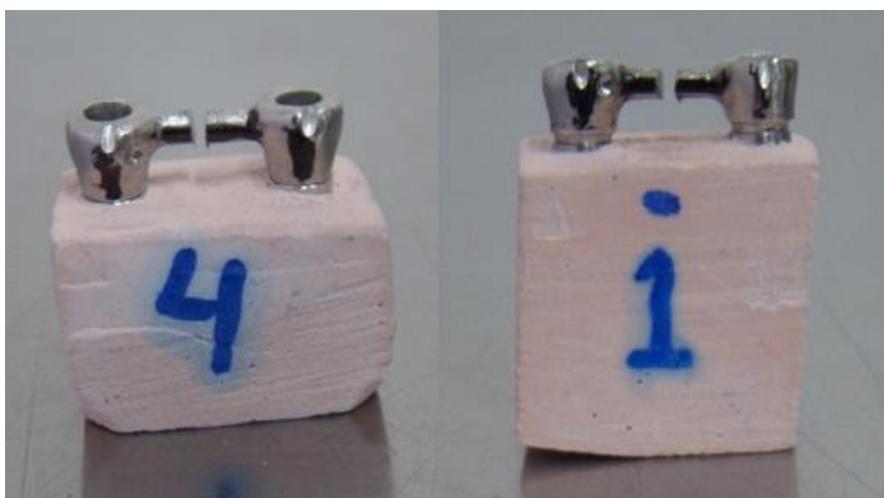


Figura 18 – Barras seccionadas, em modelo de gesso especial



Figura 19 – União dos pilares UCLAs, por meio de barras com ponto de resina acrílica, para futura solda



Figura 20 – Indexação de pilares UCLAs e barras, com ponto de união em resina acrílica, para processo de soldagem

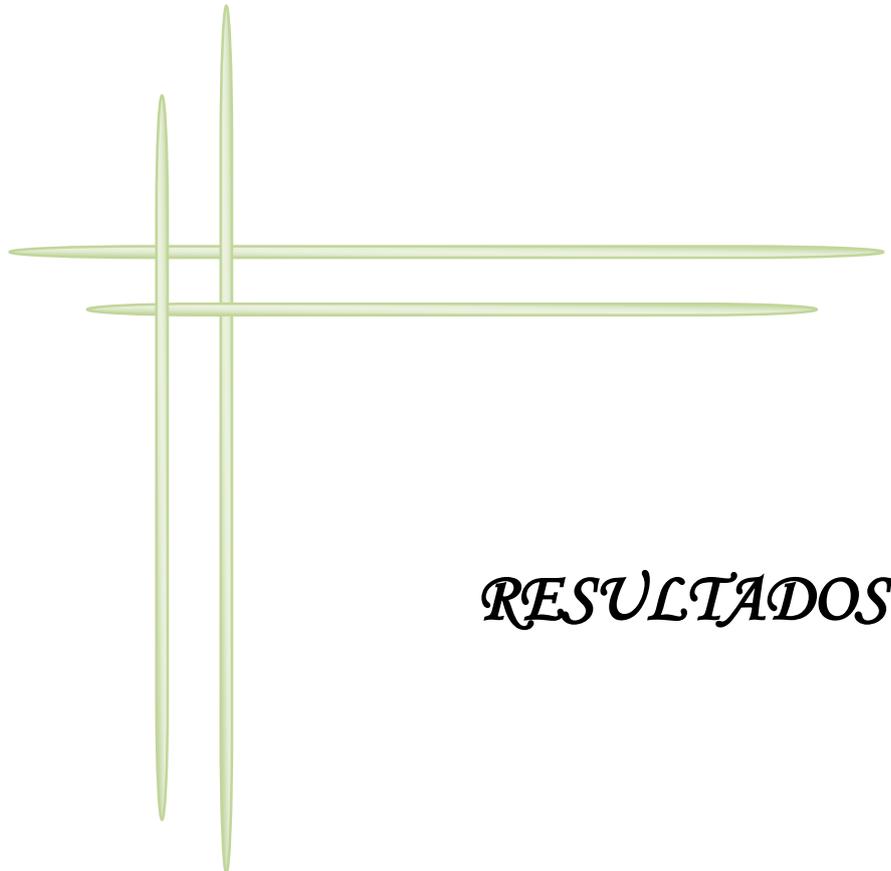


Figura 21 – Processo de soldagem das barras seccionadas



Figura 22 – Corpos de prova com os pilares UCLAs e barras, após processo de soldagem e parafusamento aos implantes

Os testes comparativos e análises estatísticas foram executados pela empresa de consultoria Inferir[®] (Brasília, Brasil), usando o software RStudio[®] versão 0.98.1103 (RStudio, USA). Os dados tabulados foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilk e aos testes não paramétricos de Wilcoxon e Kruskal–Wallis, em nível de significância de 5%.



RESULTADOS

4 RESULTADOS

Nas observações subjetivas, verificamos a presença de desadaptação vertical e horizontal mais acentuadas antes do processo de solda, e também com maior incidência no implante que não recebeu o parafuso. Quando observados e fotografados na Lupa estereoscópica, antes do processo de solda, ficou evidente em alguns grupos a desadaptação, mas que somente nas mais grosseiras pode-se efetuar a medição por este sistema, conforme Tabela 01, em que foram aferidas a adaptação vertical nas faces vestibulares dos implantes B, os que não receberam parafuso, já os implantes A receberam torque de 32 N, e não foi possível medir. Quando analisadas e fotografadas no (MEV), pode-se aferir as desadaptações, obtendo os resultados conforme apresentados na Tabela 01.

Tabela 01 – Valores obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais dos grupos avaliados, em lupa estereoscópica, antes do processo de solda, no implante B, e com torque de 32 N apenas no implante A

GRUPO	Implante B (V)
01	0,6 mm
02	0,0 mm
03	0,03 mm
04	0,3 mm
05	0,1 mm
06	0,07 mm
07	0,02 mm
08	0,00 mm
09	0,2 mm
10	0,09 mm

Na microscopia eletrônica de varredura (MEV), antes de proceder o seccionamento e solda, mensuramos as desadaptações verticais e horizontais dos grupos nas faces vestibulares (V) e proximais externas (P) obtivemos os resultados que estão apresentados na Tabela 02, em que confirmamos a maior desadaptação vertical nos implantes B, independente do implante, do material da UCLA e/ou fabricante, tendo valores bastante discrepantes nas adaptações verticais nos grupos 01, 04 e 09. Em relação a desadaptação horizontal, percebe-se que ela está presente em todos os grupos, estando mais reduzida nos grupos 05 e 09.

Tabela 02 – Valores, em micrômetros (μ), obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais (V) e horizontais (P), dos grupos avaliados, antes do ponto de solda, em microscópio eletrônico de varredura com torque de 32N apenas no implante A.

GR	Implante A (V)	Implante A (P)	Implante B (V)	Implante B (P)
01	0,00	192,11	601,75	296,56
02	0,49	243,90	45,27	240,00
03	0,69	98,03	59,60	51,72
04	11,22	88,23	362,90	115,19
05	1,45	2,46	35,96	31,70
06	16,09	51,22	18,62	41,66
07	0,91	180,69	19,60	217,07
08	0,48	275,96	12,25	258,62
09	4,41	7,42	287,08	80,00
10	0,69	74,25	9,85	123,64

Após o seccionamento e solda das barras, verificamos, conforme descrito no Tabela 03, que houve em todos os grupos diminuição da desadaptação vertical,

exceto no grupo 10 que apresentou uma desadaptação maior que antes do processo de solda no implante A, o que recebeu o parafusamento, veja no Gráfico 01. Em relação a desadaptação horizontal, houve uma similaridade das medidas obtidas antes e depois de proceder a solda, veja no Gráfico 02:

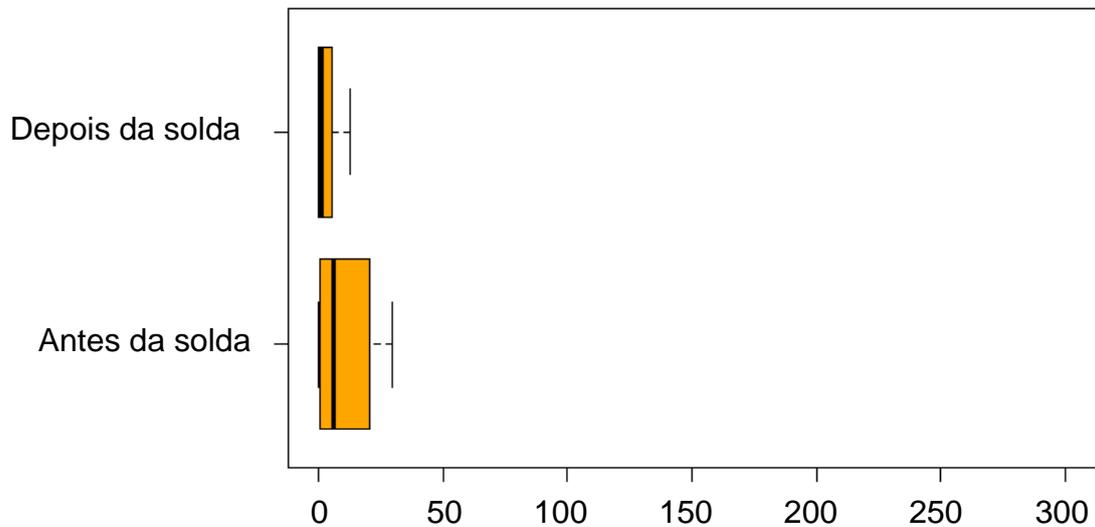


Gráfico 01 – Distribuição das desadaptações verticais, antes e depois da solda

Conforme dito, as desadaptações horizontais antes e depois do processo de solda não mostraram discrepâncias, nos resultados, como podemos conferir no Gráfico 02.

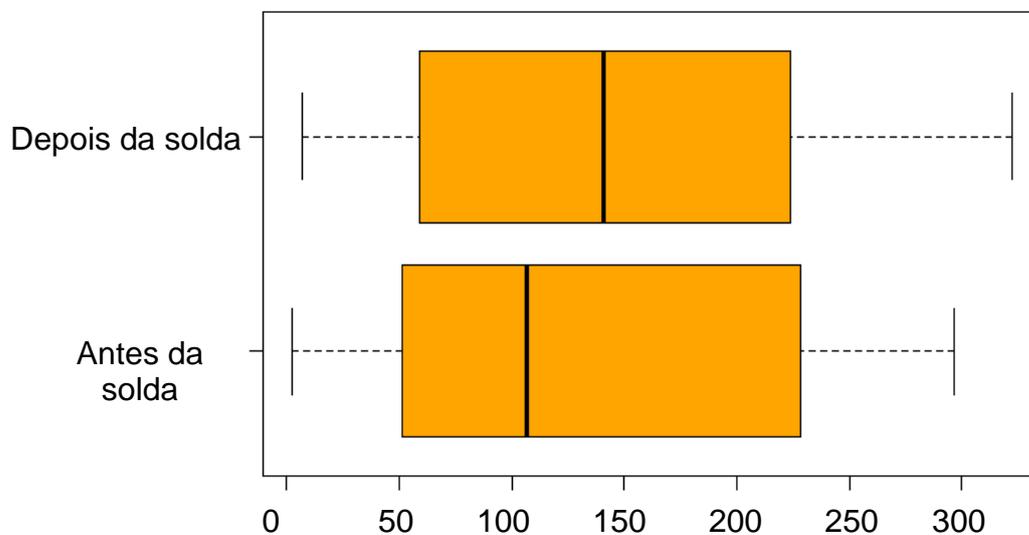


Gráfico 02 – Distribuição das desadaptações horizontais, antes e depois da solda

Tabela 03 – Valores, em micrômetros, obtidos a partir das mensurações das desadaptações verticais e horizontais nas faces vestibulares (V) e proximais externas (P), após realização da solda, em microscopia eletrônica de varredura com torque a de 32 N apenas no implante A.

GR	Implante A (V)	Implante A (P)	Implante B (V)	Implante B (P)
01	0,00	215,69	0,49	298,50
02	0,00	322,43	14,21	248,76
03	0,00	142,85	6,43	173,26
04	1,98	123,25	24,75	138,12
05	0,00	6,96	0,00	17,32
06	13,23	56,37	9,80	61,27
07	0,00	155,17	0,00	163,36
08	0,00	231,52	14,92	278,33
09	1,98	9,90	3,00	37,31
10	1,49	105,91	11,33	69,51

Observa-se na análise estatística a variantes discrepantes, nas desadaptações verticais, o que se denomina de outliers, conforme Gráfico 03 que ocorreram antes dos seccionamentos e das soldas, relevantes nos implantes B, aqueles que não receberam parafuso, ou torque, dos grupos 01, 04 e 09.

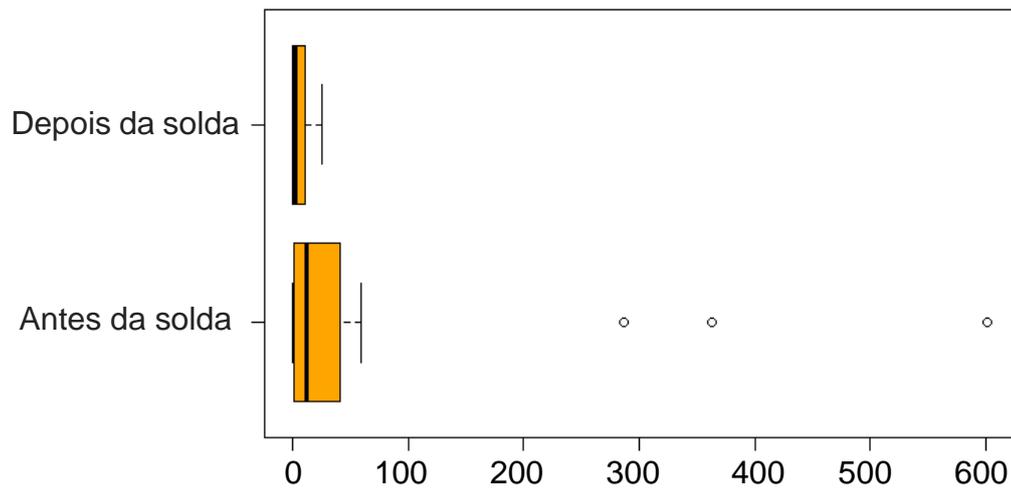


Gráfico 03 – Distribuição das desadaptações verticais, antes e depois da solda em que apresentaram 3 valores discrepantes antes da solda (outliers).

Houve uma diferença de desadaptações verticais entre os grupos, o que não ocorreu quanto as desadaptações horizontais, quando comparados antes e depois da solda, veja Tabela 04 e Gráfico 04:

Tabela 04 - Valores de P da desadaptação vertical e horizontal para os grupos em função da cinta dos pilares UCLA, e do procedimento de solda

Distribuição	P-Valor	
	Desadaptação vertical	Desadaptação horizontal
Tipo de material: Plástico x Metal	0,3595*	0,6524
Tipo de Material - Plástico x Solda	0,05225	0,3013
Tipo de Material - Metal x Solda	0,02249*(1)	0,8438

* não é possível computar o valor de p exato com o de desempate

(1) Há diferenças entre os grupos

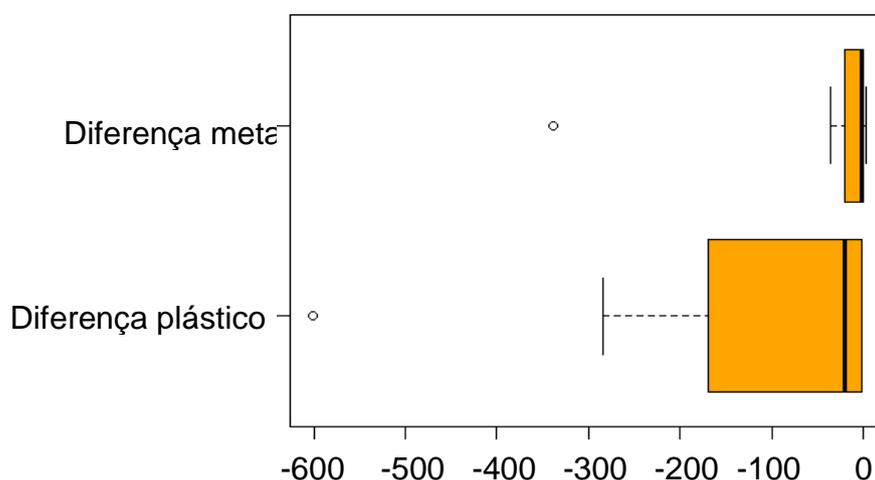


Gráfico 04 – Comparação entre os Grupos de UCLAS metálicas e plásticas

Comparando-se, após a execução da solda, no implante A, quanto ao material das UCLAs, metálicas (com cinta metálica) e plásticas (totalmente plásticas) obtivemos como resultado, a ausência de diferenças tanto nas desadaptações verticais como horizontais, conforme vemos no Tabela 05:

Tabela 05 – Valores de P da desadaptação vertical e horizontal para os grupos em função da cinta dos pilares UCLA, e do procedimento de solda do implante A, sem parafusamento no implante B.

Distribuição	P-Valor	
	Desadaptação vertical	Desadaptação horizontal
Plástico x Metal Após a Solda	0,1512	0,6784
Posição A Depois – Metal	1,00	0,125
Posição A Depois - Plástico	0,1814	0,03125

Nas Figuras 23 e 24, pode-se observar imagens das desadaptações verticais e horizontais, dos grupos 1 e 5, com melhor e pior resultados, antes e após processo de soldagem das barras. As desadaptações verticais foram observadas nas faces vestibulares dos implantes A (AV) e implantes B (BV), e as desadaptações horizontais nas faces proximais externas do implantes A (AP) e dos implantes B (BP), obtidas por microscopia eletrônica de varredura.

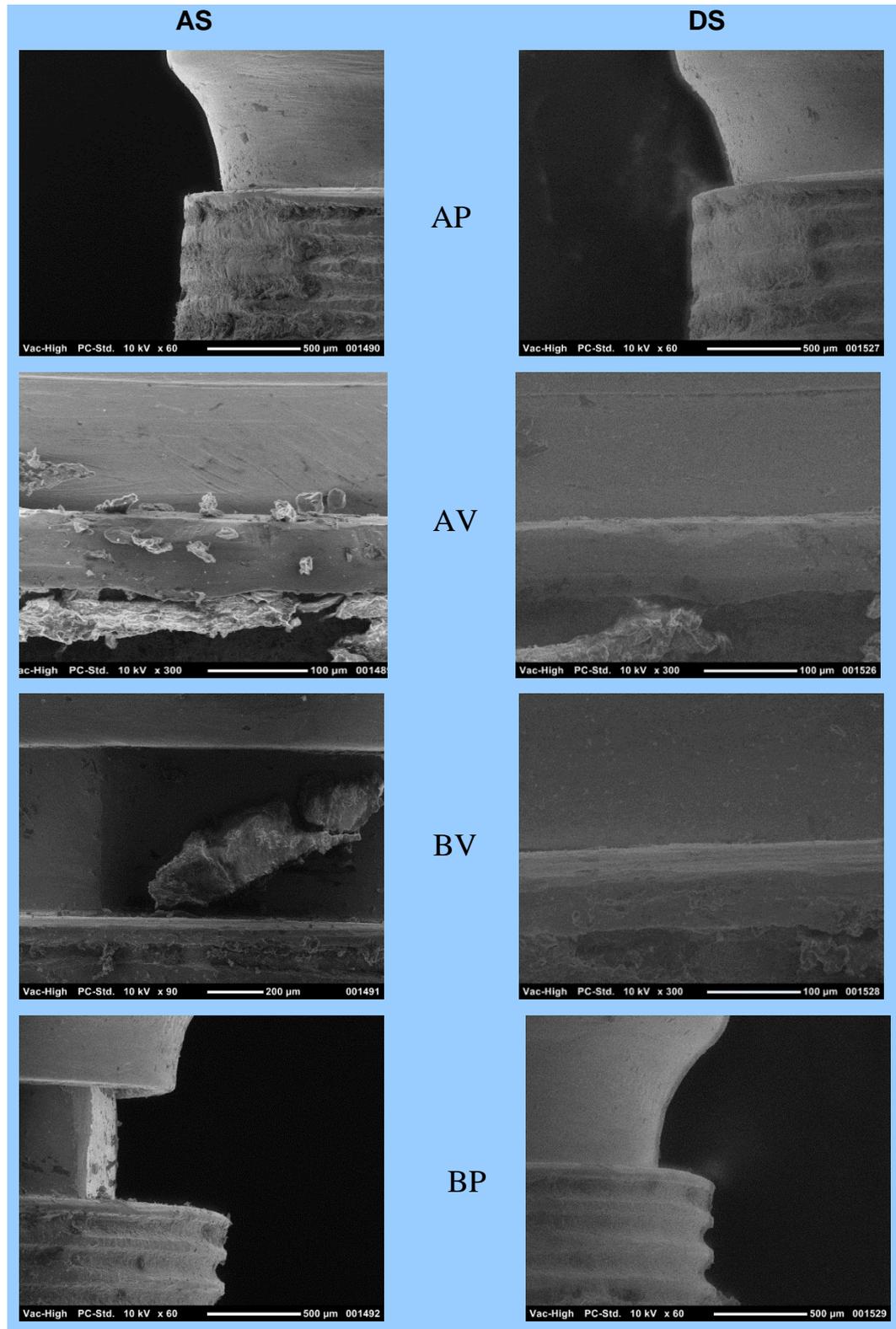


Figura 23 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 01, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

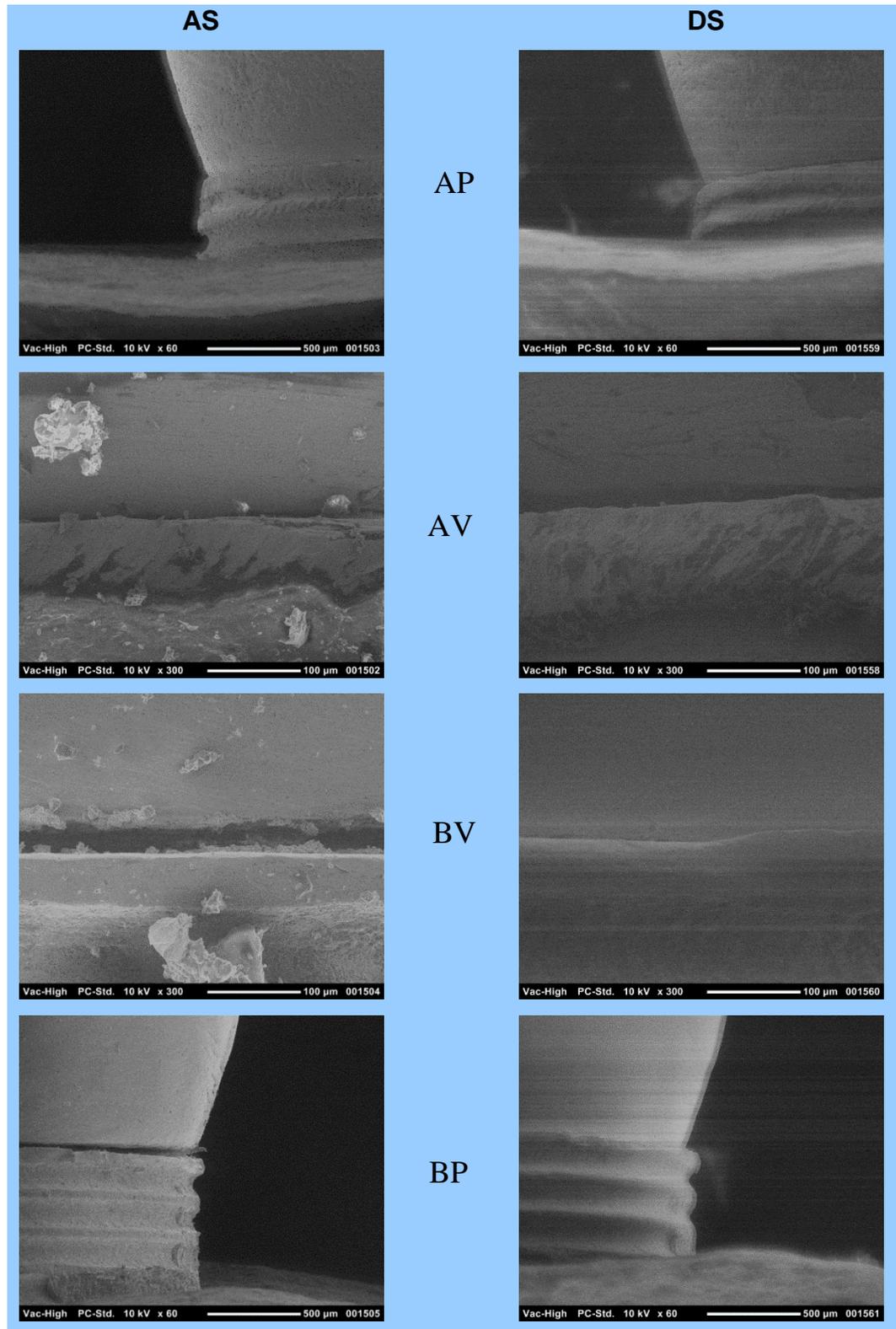


Figura 24 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 05, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura



DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

A reabilitação de pacientes maxilectomizados é um desafio a ser enfrentado pelos profissionais envolvidos¹.

Pelos resultados apresentados neste estudo (Tabela 04), observamos a dificuldade na seleção de componentes que alcancem assentamento ideal à plataforma do implante, tanto na adaptação vertical como horizontal (Tabela 02, 03) e na escolha do sistema a ser empregado (Tabela 05).

Um dos maiores desafios na execução dos trabalhos protéticos implantossuportados é o de fabricar e escolher componentes pré-fabricados que tenham adaptação precisa e passiva sobre os implantes, visando evitar tensões que possam levar a complicações mecânicas e biológicas no trabalho executado¹⁶.

As tensões geradas sobre sistemas de retenção, como o barra-clipe estudado, implicam em ausência de passividade dos pilares sobre as plataformas protéticas. Tal fato foi comprovado pela existência de desadaptação vertical ou horizontal entre componente protético e plataforma do implante (Tabelas 1, 2, 3), (Figuras 17, 23 e 24). Os resultados obtidos no presente estudo confirmam a necessidade de avaliação clínica da passividade da infraestrutura metálica, a partir do parafusamento de apenas um parafuso, em sistema de associação de implantes. Um simples procedimento clínico direciona o profissional à necessidade de seccionamento de barras e ponto de solda, no intuito de alcançar a correta distribuição de tensões aos implantes e próteses. Seguindo o raciocínio, Goiato et al¹⁶ afirmaram que a adaptação de componentes combinados de modo impreciso pode influenciar o prognóstico de sucesso do implante em longo prazo.

As próteses implantossuportadas ainda são passíveis de falhas e complicações biológicas, ou mecânicas¹⁰. Apesar de as reabilitações sobre implantes permitirem o encaixe de peças pré-fabricadas, com o objetivo de melhor adaptação e redução de etapas clínicas inerentes à moldagem do término cervical dentário, a desadaptação entre os componentes pode vir de processos laboratoriais, como a fundição e a

soldagem. Quanto mais etapas envolvidas no processamento, maior a incorporação de fatores facilitadores de erros.

A observação de outliers (Gráfico 03), antes do processo de soldagem das barras, direciona ao entendimento de que, apesar do controle de todo o processo analisado, nos grupos 01, 04 e 09, independentemente do tipo de material empregado, ocorreram desadaptações extremas. Possivelmente, por falhas humanas do técnico de laboratório, por alterações de proporcionamento ou características de lote de materiais empregados, resultados indesejados são notados. O mecanismo de seccionamento e soldagem pareceu minimizar as desadaptações (Tabela 4), nos grupos analisados. Com base na literatura pesquisada, inferimos que o processo de seccionamento e soldagem das barras, associando implantes, reduziria a possibilidade de complicações mecânicas e biológicas para o paciente, geradas em função de tensões deletérias¹⁸.

Lewis et al¹² referiram como a adaptação marginal do implante/pilar protético sendo dependente do uso de peças pré-fabricadas ou fundidos em laboratórios, o tipo de material empregado, a técnica utilizada, a experiência profissional. Tal afirmação reforça a ideia de que não basta que o cirurgião-dentista siga protocolos de trabalho e empregue materiais de excelente qualidade, pois a reabilitação não está somente sob seu controle. A boa comunicação com o laboratório de prótese e a excelência profissional do técnico em laboratório contribuem para o resultado almejado.

A observação de desadaptações em torno de 30% dos grupos e nos pilares UCLAs com cinta metálica gera o alerta para maior cuidado clínico e laboratorial. Se valores como esses são encontrados em um ambiente totalmente controlado, como o presente trabalho de pesquisa, é possível alcançar valores maiores em condições de trabalho não controladas. Após seccionamento e solda das barras, houve correção e melhora na adaptação vertical na ordem de 99% dos espécimes (Tabela 03, Gráfico 04), o que seria justifica acrescentar essas etapas clínicas e laboratoriais à rotina clínica.

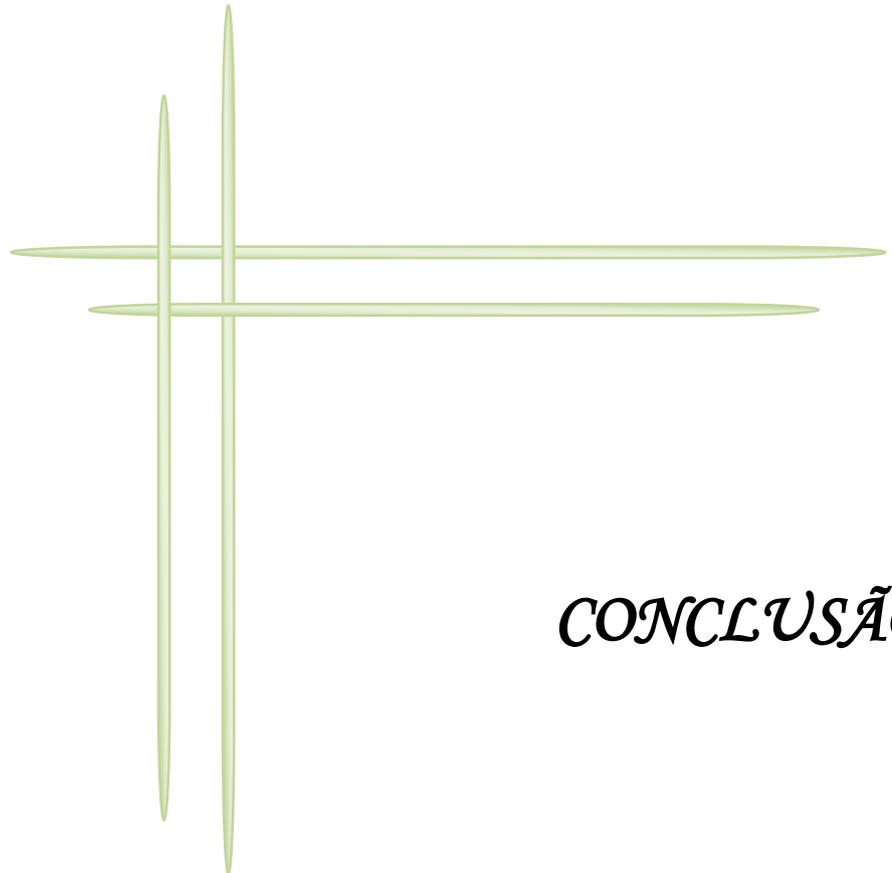
Corroborando com nossos resultados, Cardoso et al¹⁸ observaram que os valores de desadaptação entre componentes UCLA e implantes foram consideravelmente reduzidos após processo de seccionamento de barras e soldagem, no que se referem às correções das grandes desadaptações. As desadaptações

verticais, em nosso trabalho, especialmente nos implantes B (Tabela 02), em que não receberam aparafusamento, foram todas reduzidas. Somente no grupo 10 ocorreu o inverso, sendo observada desadaptação aumentada no implante A após o procedimento (Tabela 03).

Diferentemente de nossos achados (Tabela 5), outros autores observaram que a presença da base pré-fabricada permite melhor adaptação à plataforma do implante, uma vez que somente o cilindro fica sujeito às distorções decorrentes do processo de fundição¹⁴ e que foi observado que pilares UCLA sobrefundidos apresentam menor desajuste marginal do que pilares totalmente calcináveis¹⁴. As diferenças nos resultados poderiam ser justificadas pela inexperiência do técnico de laboratório responsável pelo desenvolvimento do trabalho ou por, apesar da experiência, passos laboratoriais terem sido negligenciados, para que não houvesse perda de tempo e dinheiro, conforme raciocínio capitalista atual. Caso o trabalho fosse totalmente realizado dentro das instalações da Universidade de Brasília, supervisionado e realizado por profissionais direcionados à pesquisa, o ambiente ideal seria estabelecido e, talvez, obtivéssemos resultados distintos.

Em todos os estudos revisados, a microfenda na interface entre o implante e o intermediário foi uma constante¹⁹. Uma padronização para a classificação desta microfenda ainda não foi estabelecida²⁰. Contudo, a incorporação de etapas que reduzam essa interface é desejável, caso exista a conscientização das consequências sobre o sucesso da reabilitação, especialmente em pacientes especiais. Ressaltamos que, por meio de análise em microscopia eletrônica de varredura, em um aumento de 300 vezes, observamos que, 60% das amostras, apresentaram ausência de microfenda entre componentes com cinta metálica e com cinta plástica, no implante que recebeu o parafuso e torque (Tabela 03). A questão remanescente, que promove o desdobramento para mais pesquisas: é possível controlar as desadaptações entre pilar/implante, na prática clínica?

Apesar das limitações do presente estudo, os resultados possibilitaram a discussão de um dos problemas mais observados como promotor de complicações e perda de implantes nas reabilitações sobre implantes. Novos estudos, envolvendo novas variáveis, são importantes para direcionar às possíveis soluções.

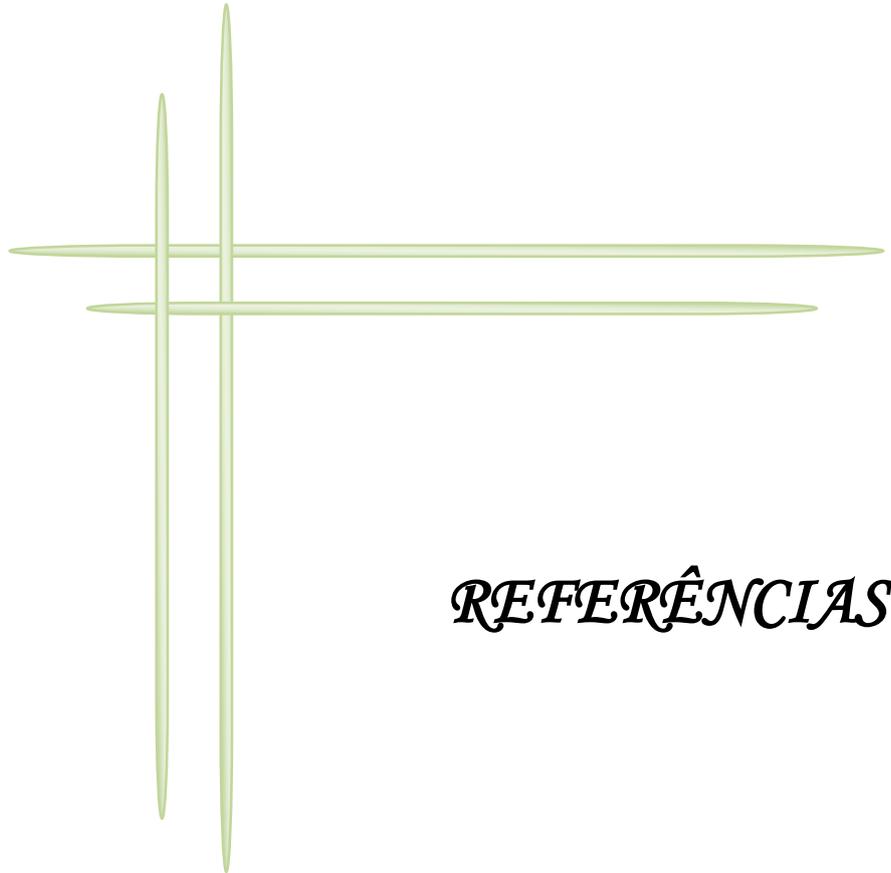


CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A desadaptação horizontal está presente em todos componentes estudados, independentemente do material da cinta;
2. O seccionamento e solda corrigiram as desadaptações verticais, dentro da metodologia estudada;
3. Os pilares UCLAs, com cinta metálica e com cinta plástica, apresentaram resultados similares quanto às desadaptações avaliadas;
4. O implante que não recebeu o parafusamento apresentou maior índice de desadaptação vertical, apontando para ausência de passividade dos sistemas de retenção obtidos, independente do controle da pesquisa.



REFERÊNCIAS

7 REFERÊNCIAS

1. Giovanini EG, Simonato LE, Castro EVFL de, Soubhia AMP, Castro AL de. Carcinoma mucoepidermóide de palato: descrição de caso clínico RFO UPF, 2007; 12(1):61-4.
2. Instituto Nacional de Cancer José Alencar Gomes da Silva
<http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/>, janeiro de 2015.
3. Fukuda M1, Takahashi T, Nagai H, Iino M. Implant-supported edentulous maxillary obturators with milled bar attachments after maxillectomy. J Oral Maxillofac Surg. 2004 Jul; 62(7):799-805.
4. Nothdurft FP, Propson M, Spitzer WJ, Pospiech PR. Schweiz Monatsschr Zahnmed [Implant-borne prosthesis for an edentulous maxilla with a large maxillectomy defect--a step-wise therapy concept]. 2008;118(9):827-42. French, German.
5. Park KT, Kwon HB. The evaluation of the use of a delayed surgical obturator in dentate Maxillectomy patients by considering days elapsed prior to commencement of postoperative oral feeding. J Prosthet Dent. 2006. Dec; 96(6): 449-53.
6. Aydin C, Delilbasi E, Yilmaz H, Karakoca S, Bal BT. Reconstruction of total maxillectomy defect with implant-retained obturator prosthesis. NY State Dent J. 2007 Nov; 73(6): 38-41.
7. Sousa, AA. Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida por meio da análise de elementos finitos. 2012. 91p. Tese (Programa de Pós-graduação em Odontologia) - Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.
8. Nothdurft FP, Pospiech PR, Implant-supported prostheses for the edentulous patient after partial maxillectomy – clinical considerations in the choice of retention elements – 2 case reports. Schweiz, Monatsschr Zahnmed. 2007; 117(1): 28-41.
9. Bondan, J.L. Análise comparativa da precisão de adaptação entre componentes UCLA e implante de um mesmo sistema. 2007. Dissertação (Mestrado em

- Odontologia, Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2007.
10. De-Boever AL, Keersmaekers K, Vanmaele G, Kerschbaum G, Theuniers G, De-Boever JA. Prosthetic complications in fixed endosseous implant-bone reconstructions after an observation period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006;33(11):833-839.
 11. Rodrigues-Júnior W, Montebello-Filho A, Anselmo SM, de Almeida RS. Assentamento passivo - Revisão de literatura. *Implant News*. 2006;3:43-6.
 12. Lewis SG, Beumer J, Hornburg WP. The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988 July./Sept.; 3(3): 183-9.
 13. Simamoto Júnior PC, Barbosa GAS, Soares CJ, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Desajuste vertical antes e após o emprego de retificadores para pilares de prótese implantada tipo UCLA fundíveis. *Cienc. Odontol. Bras.* 2005 jan./mar.; 8(1): 39-46
 14. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta odontologica scandinavica*; v. 71, n. 3-4, p. 404-409, may-jul 2013.
 15. Luthi LF. Desajuste marginal e influência na pré-carga de parafusos e nas tensões induzidas às fixações de pilares metaloplásticos e sobre-fundidos. 2010. (SN). (Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica). Faculdade de Odontologia de Piracicaba – SP, 2010.
 16. Goiato, M.C.; Pesqueira, A.A.; Santos, D. M.; Haddad, M. F.; et al. Oral Rehabilitation With Implantations: Association of Fixed Partial Prosthesis, UCLA System, and EsthetiCone. *The Journal of Craniofacial Surgery*, v. 22, n. 1, p. 155 - 158, jan. de 2011.
 17. Fernando Cechinato, Lilian Rigo, Leonardo Federizzi, Christian Schuh, Aloísio Oro Spazzin, Desajuste vertical entre implante e componentes protéticos pré-fabricados ou fundidos, *Revista de odontologia da UNESP*, 2012 May-June; 41(3): 198-202.
 18. Cardoso J.; Frasca F.C. L.; Corandini S. Análise comparativa da adaptação marginal de cilindros calcináveis e pré-usinados sobre intermediários de titânio em implantes unidos por barra. *RFO*, v. 13, n. 3, p. 53-59, set./dez. 2008.

19. Ivna V. A. de Aquino, Milton Edson Miranda, José Renato Ribeiro Pinto. Avaliação da adaptação entre componentes protéticos e implantes. Rev. ImplantNews , V8N6, Pag.: 847, nov./dez 2011.
20. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22:879-85
21. Semper W, Kraft S, Mehrhof J, Nelson K. Impact of abutment rotation and angulation on marginal fit: Theoretical Considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25:752-58.



ANEXOS

Anexo A – Dados obtidos pela leitura dos corpos de prova

Tabela 06 – Valores agrupados dos resultados das desadaptações verticais, nas faces vestibulares (V) e horizontais, nas faces proximais externas (P), antes e depois da solda (S) nos implantes A e B no microscópio eletrônico de varredura.

R	Implante A (V)	Implante A (P)	Implante B (V)	Implante B (P)
01	0,00	192,11	601,75	296,56
01S	0,00	215,69	0,49	298,50
02	0,49	243,90	45,27	240,00
02S	0,00	322,43	14,21	248,76
03	0,69	98,03	59,60	51,72
03S	0,00	142,85	6,43	173,26
04	11,22	88,23	362,90	115,19
04S	1,98	123,25	24,75	138,12
05	1,45	2,46	35,96	31,70
05S	0,00	6,96	0,00	17,32
06	16,09	51,22	18,62	41,66
06S	13,23	56,37	9,80	61,27
07	0,91	180,69	19,60	217,07
07S	0,00	155,17	0,00	163,36
08	0,48	275,96	12,25	258,62
08S	0,00	231,52	14,92	278,33
09	4,41	7,42	287,08	80,00
09S	1,98	9,90	3,00	37,31
10	0,69	74,25	9,85	123,64
10S	1,49	105,91	11,33	69,51

Tabela 07 – Agrupamento dos resultados obtidos no microscópio eletrônico de varredura das Grupos de UCLAs metálicas e plásticas antes e depois da solda, avaliando as desadaptações verticais e horizontais por Grupo para obtenção da média e do Desvio Padrão

SEM SOLDA

Torque só no primeiro 32N antes solda
 Implante parafusado Implante sem parafusar

		Des V	Des H	Des V	Des H
Metálica	1	0	192,11	601,75	296,56
Metálica	3	0,69	98,03	59,6	51,72
Metálica	7	0,91	180,69	19,6	217,07
Metálica	9	4,41	7,42	287,08	80
	Média	1,5	119,6	242,0	161,3
	Desvio padrão	2,0	85,7	267,2	115,5

Plástica	2	0,49	243,9	45,27	240
Plástica	4	11,22	88,23	362,9	115,19
Plástica	5	1,45	2,46	35,96	31,7
Plástica	6	16,09	51,22	18,62	41,66
Plástica	8	0,48	275,96	12,25	258,62
Plástica	10	0,69	74,25	9,85	123,64
	Média	5,1	122,7	80,8	135,1
	Desvio padrão	6,8	110,7	138,9	96,1

COM SOLDA

Torque só no primeiro 32N antes solda
 Implante parafusado Implante sem parafusar

		Des V	Des H	Des V	Des H
Metálica	01S	0	215,69	0,49	298,5
Metálica	03S	0	142,85	6,43	173,26
Metálica	07S	0	155,17	0	163,36
Metálica	09S	1,98	9,9	3	37,31
	Média	0,5	130,9	2,5	168,1
	Desvio padrão	1,0	86,7	2,9	106,7

Plástica	02S	0	322,43	14,21	248,76
Plástica	04S	1,98	123,25	24,75	138,12
Plástica	05S	0	6,96	0	17,32
Plástica	06S	13,23	56,37	9,8	61,27
Plástica	08S	0	231,52	14,92	278,33
Plástica	10S	1,49	105,91	11,33	69,51
	Média	2,8	141,1	12,5	135,6
	Desvio padrão	5,2	116,4	8,0	106,8

Tabela 08 – Valores em micrometros, obtida no microscópio eletrônico de varredura, dos Grupos considerando suas variáveis

GR	Material	Posição	Tempo	Desadaptação vertical	Desadaptação horizontal
1	Metal	A	Antes	0,00	192,11
1	Metal	B	Antes	601,75	296,56
1	Metal	A	Depois	0,00	215,69
1	Metal	B	Depois	0,49	298,50
2	Plástico	A	Antes	0,49	243,90
2	Plástico	B	Antes	45,27	240,00
2	Plástico	A	Depois	0,00	322,43
2	Plástico	B	Depois	14,21	248,76
3	Metal	A	Antes	0,69	98,03
3	Metal	B	Antes	59,60	51,72
3	Metal	A	Depois	0,00	142,85
3	Metal	B	Depois	6,43	173,26
4	Plástico	A	Antes	11,22	88,23
4	Plástico	B	Antes	362,90	115,19
4	Plástico	A	Depois	1,98	123,25
4	Plástico	B	Depois	24,75	138,12
5	Plástico	A	Antes	1,45	2,46
5	Plástico	B	Antes	35,96	31,70
5	Plástico	A	Depois	0,00	6,96
5	Plástico	B	Depois	0,00	17,32
6	Plástico	A	Antes	16,09	51,22
6	Plástico	B	Antes	18,62	41,66
6	Plástico	A	Depois	13,23	56,37
6	Plástico	B	Depois	9,80	61,27
7	Metal	A	Antes	0,91	180,69
7	Metal	B	Antes	19,60	217,07
7	Metal	A	Depois	0,00	155,17
7	Metal	B	Depois	0,00	163,36
8	Plástico	A	Antes	0,48	275,96
8	Plástico	B	Antes	12,25	258,62
8	Plástico	A	Depois	0,00	231,52

GR	Material	Posição	Tempo	Desadaptação vertical	Desadaptação horizontal
8	Plástico	B	Depois	14,92	278,33
9	Metal	A	Antes	4,41	7,42
9	Metal	B	Antes	287,08	80,00
9	Metal	A	Depois	1,98	9,90
9	Metal	B	Depois	3,00	37,31
10	Plástico	A	Antes	0,69	74,25
10	Plástico	B	Antes	9,85	123,64
10	Plástico	A	Depois	1,49	105,91
10	Plástico	B	Depois	11,33	69,51

Tabela 09 – Estatísticas descritivas das distribuições dos resultados, em micrometros, obtidos na microscopia eletrônica de varredura das Desadaptações verticais e horizontais, considerando a solda e o material da cinta.

Grupo/ Estatística		Antes		Depois		Total
		Metal	Plástico	Metal	Plástico	
1						
GAP - V	Média	300,875		0,245		150,560
	Máximo	601,750		0,490		601,750
	Mínimo	0,000		0,000		0,000
	Desvio Padrão	425,502		0,346		300,793
GAP - H	Média	244,335		257,095		250,715
	Máximo	296,560		298,500		298,500
	Mínimo	192,110		215,690		192,110
	Desvio Padrão	73,857		58,556		54,913
2						
GAP - V	Média		22,880		7,105	14,993
	Máximo		45,270		14,210	45,270
	Mínimo		0,490		0,000	0,000
	Desvio Padrão		31,664		10,048	21,232
GAP - H	Média		241,950		285,595	263,773
	Máximo		243,900		322,430	322,430
	Mínimo		240,000		248,760	240,000
	Desvio Padrão		2,758		52,093	39,269
3						
GAP - V	Média	30,145		3,215		16,680
	Máximo	59,600		6,430		59,600

Grupo/ Estatística		Antes		Depois		Total
		Metal	Plástico	Metal	Plástico	
	Mínimo	0,690		0,000		0,000
	Desvio Padrão	41,656		4,547		28,758
GAP - H	Média	74,875		158,055		116,465
	Máximo	98,030		173,260		173,260
	Mínimo	51,720		142,850		51,720
	Desvio Padrão	32,746		21,503		53,084
4						
GAP - V	Média		187,060		13,365	100,213
	Máximo		362,900		24,750	362,900
	Mínimo		11,220		1,980	1,980
	Desvio Padrão		248,675		16,101	175,374
GAP - H	Média		101,710		130,685	116,198
	Máximo		115,190		138,120	138,120
	Mínimo		88,230		123,250	88,230
	Desvio Padrão		19,064		10,515	20,925
5						
GAP - V	Média		18,705		0,000	9,353
	Máximo		35,960		0,000	35,960
	Mínimo		1,450		0,000	0,000
	Desvio Padrão		24,402		0,000	17,751
GAP - H	Média		17,080		12,140	14,610
	Máximo		31,700		17,320	31,700
	Mínimo		2,460		6,960	2,460
	Desvio Padrão		20,676		7,326	12,981
6						
GAP - V	Média		17,355		11,515	14,435
	Máximo		18,620		13,230	18,620
	Mínimo		16,090		9,800	9,800
	Desvio Padrão		1,789		2,425	3,794
GAP - H	Média		46,440		58,820	52,630
	Máximo		51,220		61,270	61,270
	Mínimo		41,660		56,370	41,660
	Desvio Padrão		6,760		3,465	8,386
7						
GAP - V	Média	10,255		0,000		5,128
	Máximo	19,600		0,000		19,600
	Mínimo	0,910		0,000		0,000

Grupo/ Estatística		Antes		Depois		Total
		Metal	Plástico	Metal	Plástico	
	Desvio Padrão	13,216		0,000		9,658
GAP - H	Média	198,880		159,265		179,073
	Máximo	217,070		163,360		217,070
	Mínimo	180,690		155,170		155,170
	Desvio Padrão	25,725		5,791		27,475
8						
GAP - V	Média		6,365		7,460	6,913
	Máximo		12,250		14,920	14,920
	Mínimo		0,480		0,000	0,000
	Desvio Padrão		8,323		10,550	7,784
GAP - H	Média		267,290		254,925	261,108
	Máximo		275,960		278,330	278,330
	Mínimo		258,620		231,520	231,520
	Desvio Padrão		12,261		33,100	21,593
9						
GAP - V	Média	145,745		2,490		74,118
	Máximo	287,080		3,000		287,080
	Mínimo	4,410		1,980		1,980
	Desvio Padrão	199,878		0,721		141,978
GAP - H	Média	43,710		23,605		33,658
	Máximo	80,000		37,310		80,000
	Mínimo	7,420		9,900		7,420
	Desvio Padrão	51,322		19,382		33,733
10						
GAP - V	Média		5,270		6,410	5,840
	Máximo		9,850		11,330	11,330
	Mínimo		0,690		1,490	0,690
	Desvio Padrão		6,477		6,958	5,528
GAP - H	Média		98,945		87,710	93,328
	Máximo		123,640		105,910	123,640
	Mínimo		74,250		69,510	69,510
	Desvio Padrão		34,924		25,739	25,874

Anexo B – Figuras do material e método



Figura 25 – Vista global dos materiais empregados nos experimentos



Figura 26 – Implantes nas embalagens utilizados nos experimentos das marcas S.I.N e CONEXÃO



Figura 27 – UCLAs, análogos e implantes nas embalagens, utilizados nos experimentos, das marcas S.I.N, CONEXÃO E CONSIST



Figura 28 – Barras acrílicas nas embalagens, da marca CONEXÃO utilizadas na união das UCLAs



Figura 29 – Torquímetro na embalagem, da marca Neodent utilizado para aplicação do torque nos parafusos dos implantes A.



Figura 30 – Confeção dos corpos de provas, de alguns Grupos, com as matrizes evoldidas por silicone Zetalabor e embutidas com vidro líquido Gato Preto

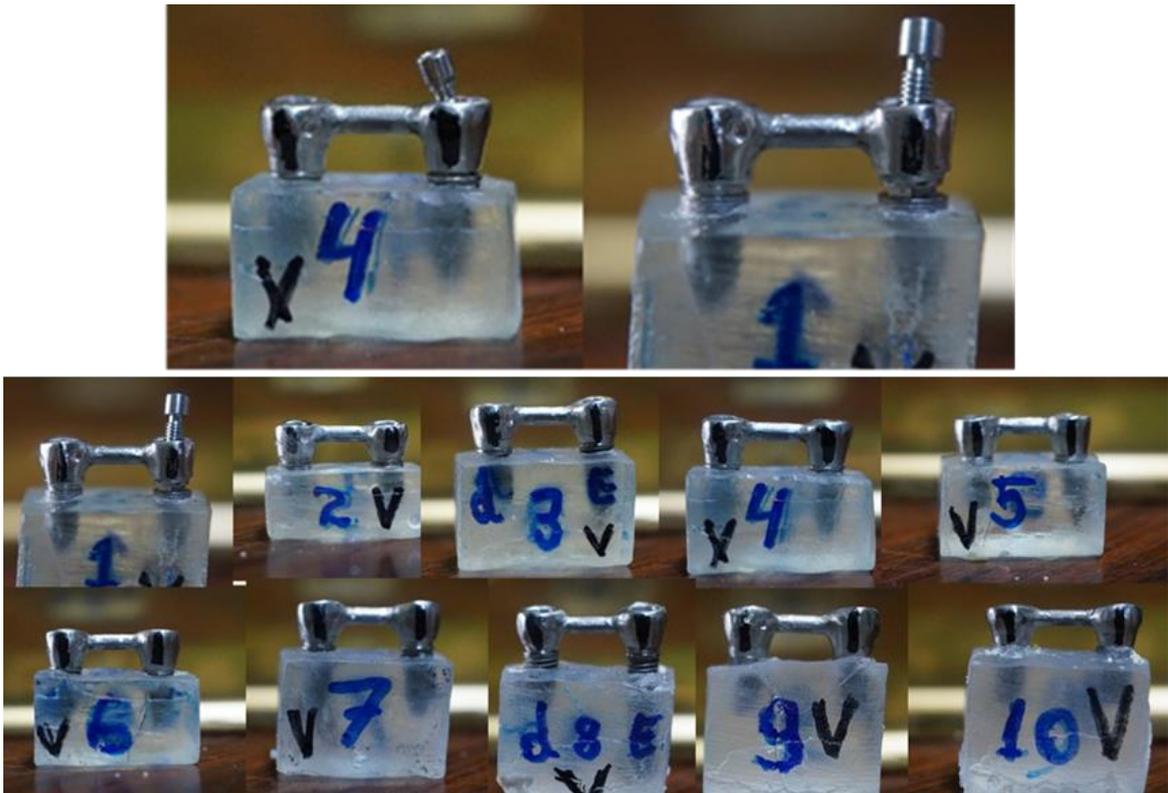


Figura 31 – Sistema de retenção nos Grupos de 01 a 10, antes do processo de solda.

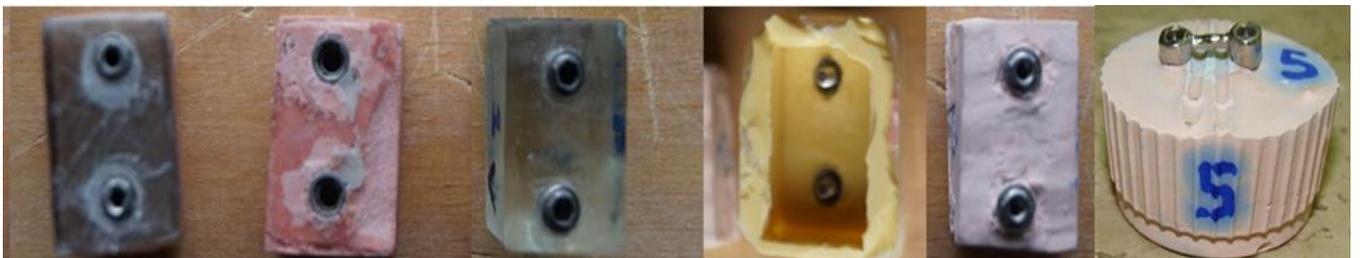


Figura 32 – Passos laboratoriais da execução do projeto mostrando na sequencia o protótipo, a matriz, o corpo de prova, a moldeira individual, o modelo e o index



Figura 33 – Lupa estereoscópica, usada para aferir as desadaptações marginais verticais e horizontais do sistema de retenção

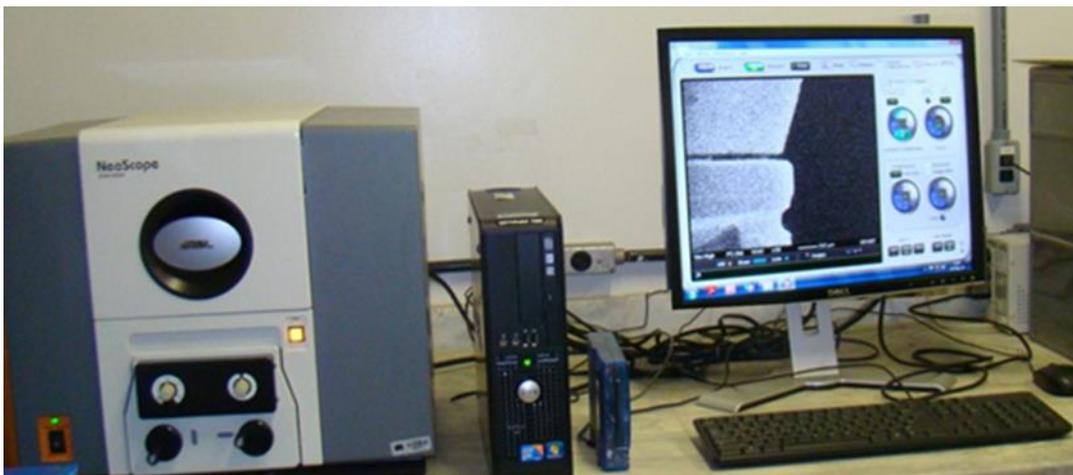


Figura 34 – Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), utilizado para avaliação das desadaptações verticais e horizontais dos experimentos

Anexo C – Figuras dos resultados

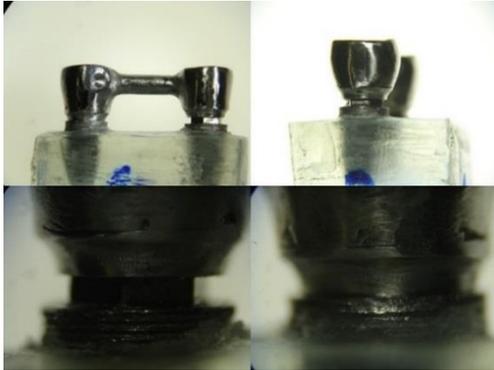


Figura 35 - Grupo 01 sob análise em lupa estereoscópica

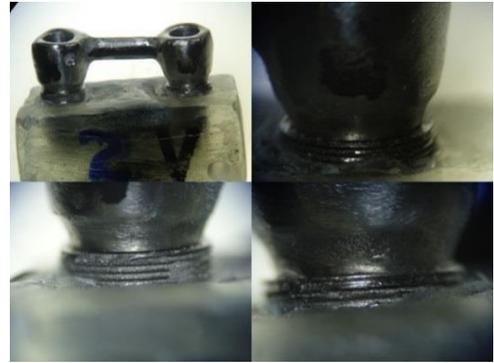


Figura 36 – Grupo 02 sob análise em lupa estereoscópica



Figura 37 – Grupo 03 sob análise em lupa estereoscópica



Figura 38 – Grupo 05 sob análise em lupa estereoscópica



Figura 39 – Grupo 06 sob análise em lupa estereoscópica

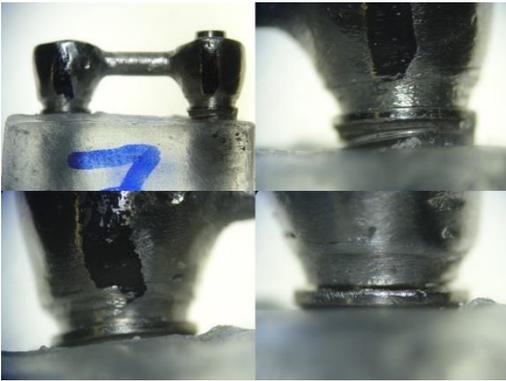


Figura 40 – Grupo 07 sob análise em lupa estereoscópica

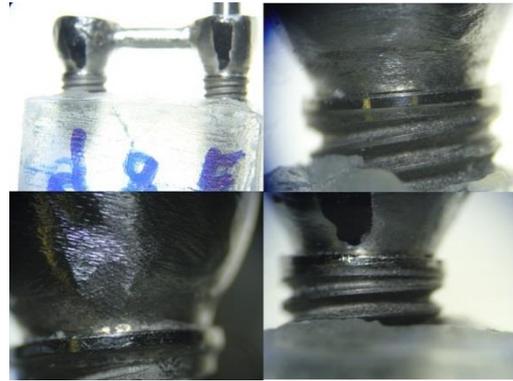


Figura 41 – Grupo 08 sob análise em lupa estereoscópica



Figura 42 – Grupo 09 sob análise em lupa estereoscópica

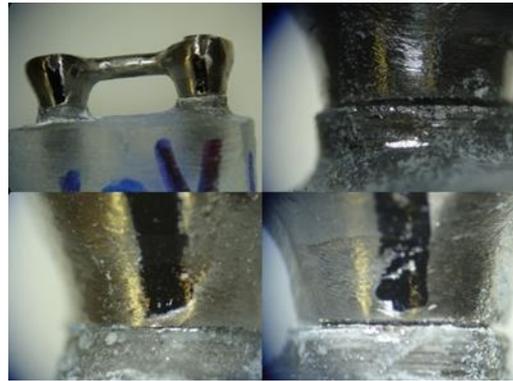


Figura 43 – Grupo 10 sob análise em estereoscópica

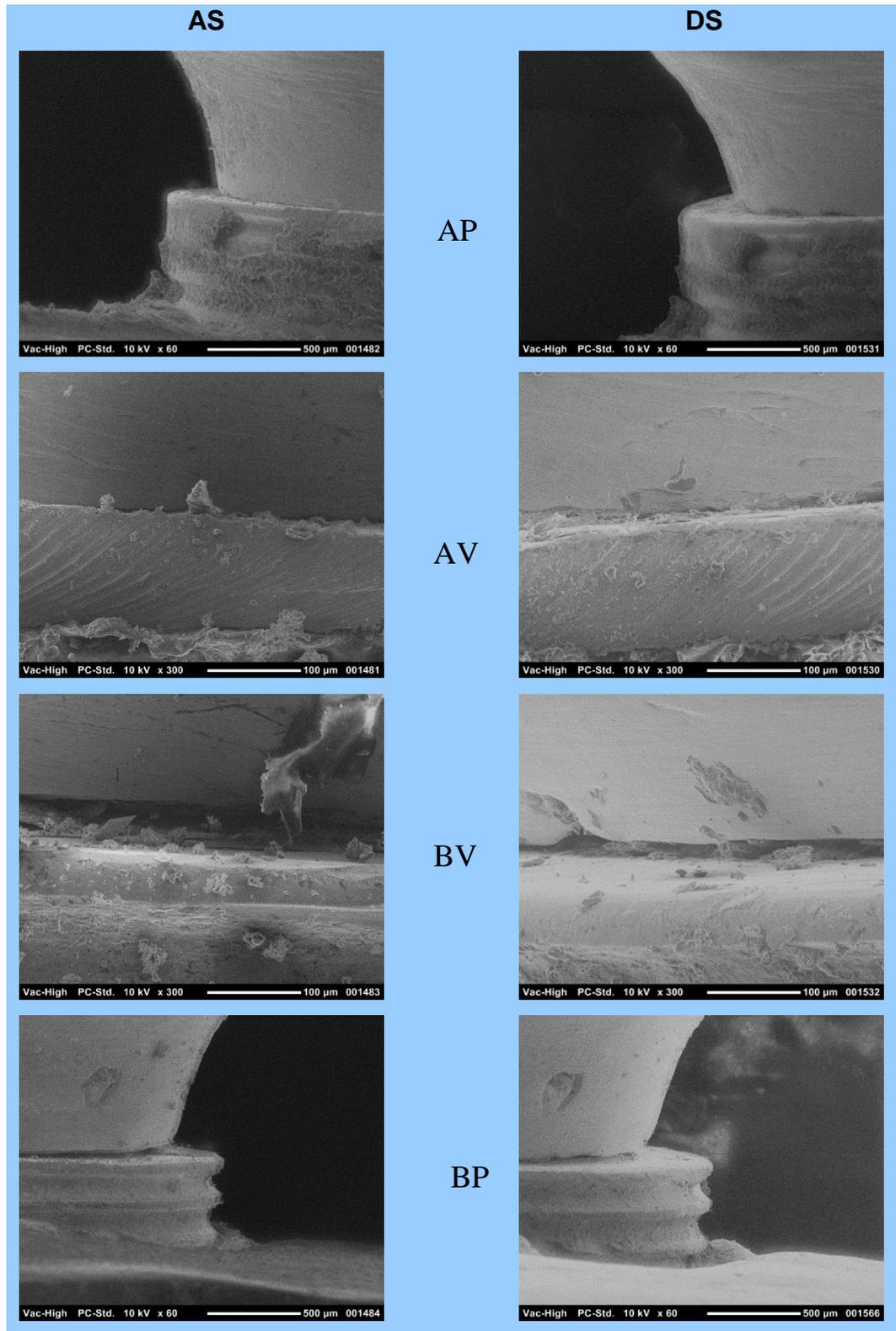


Figura 44 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 02, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

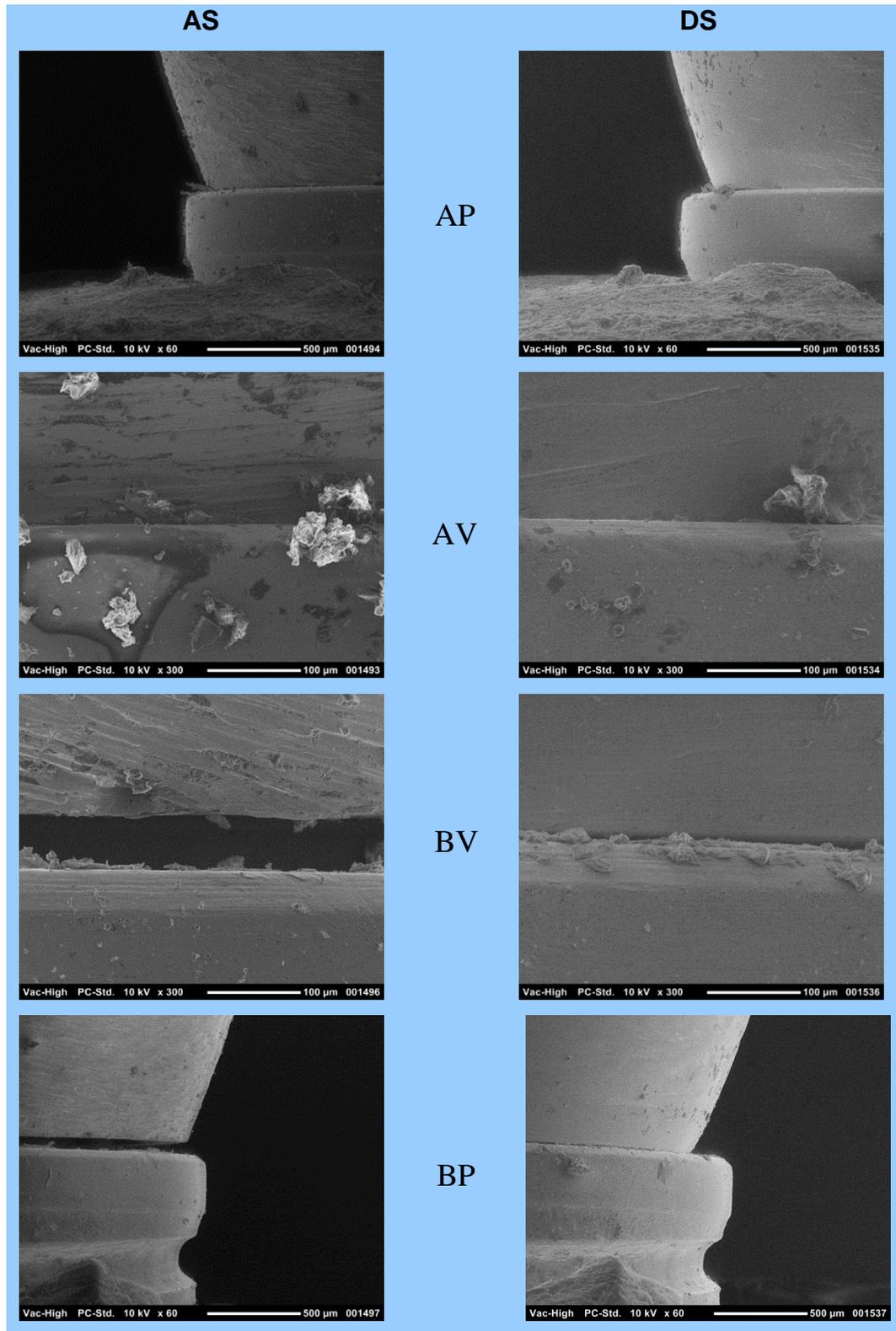


Figura 45 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 03, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

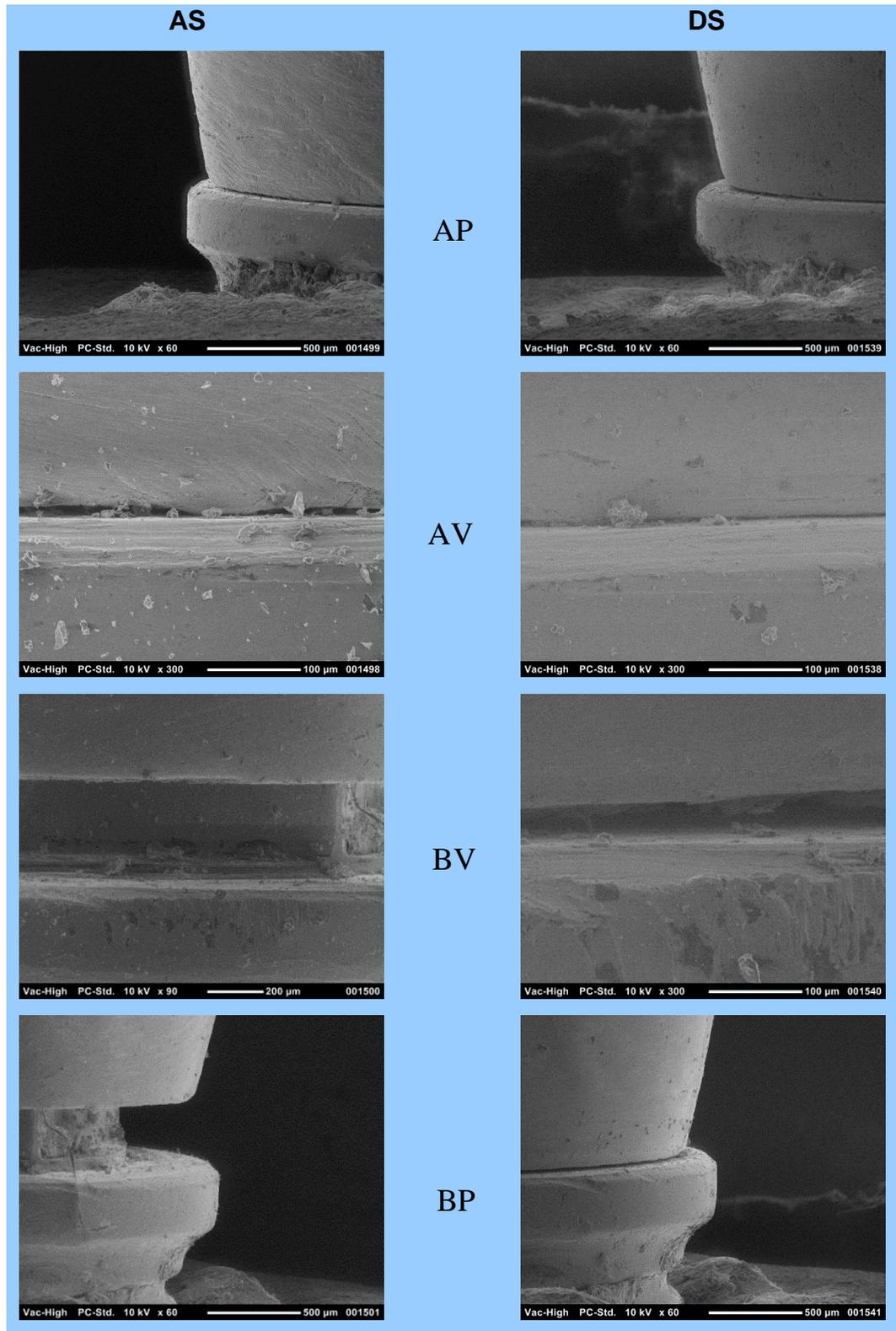


Figura 46 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 04, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

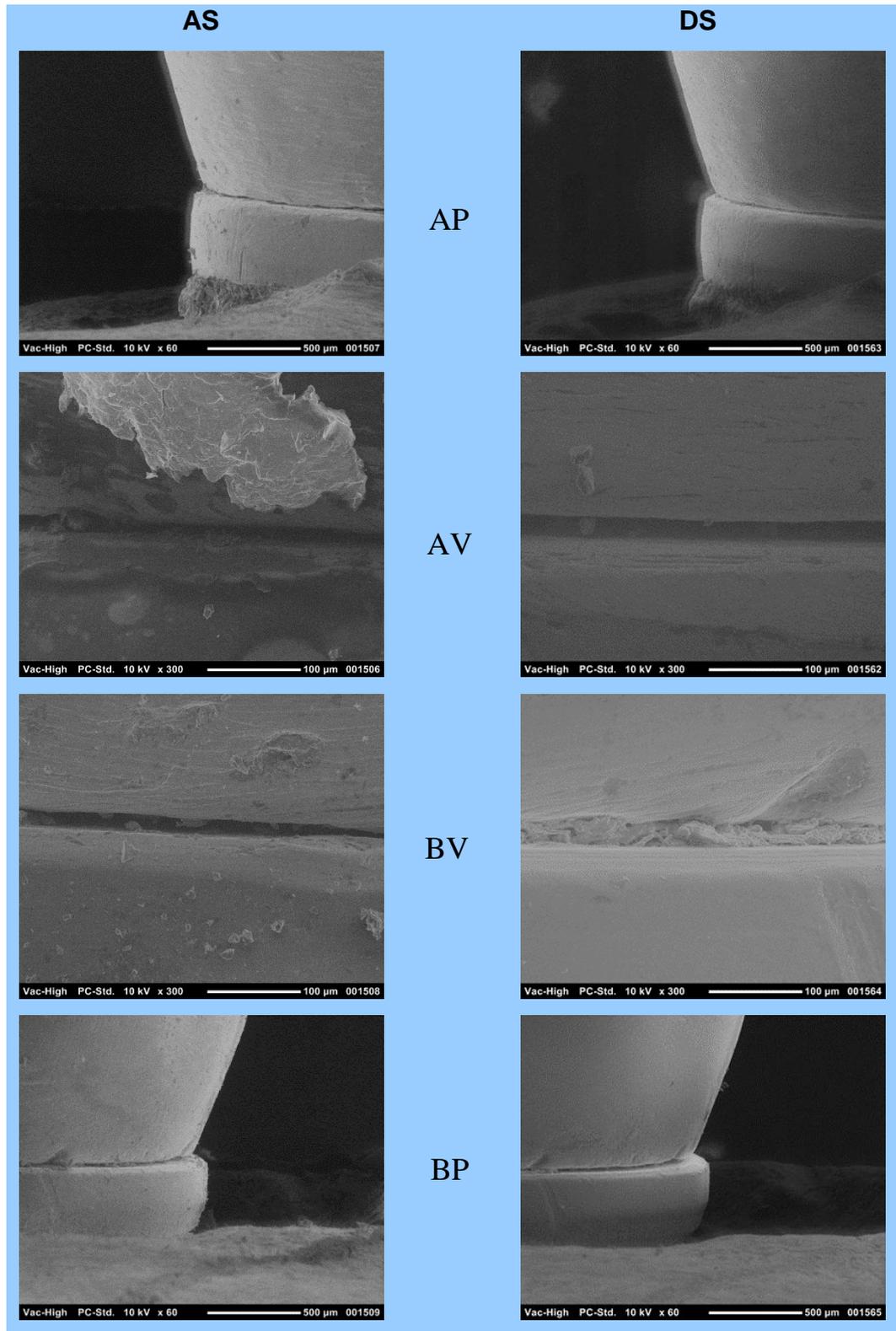


Figura 47 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 06, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

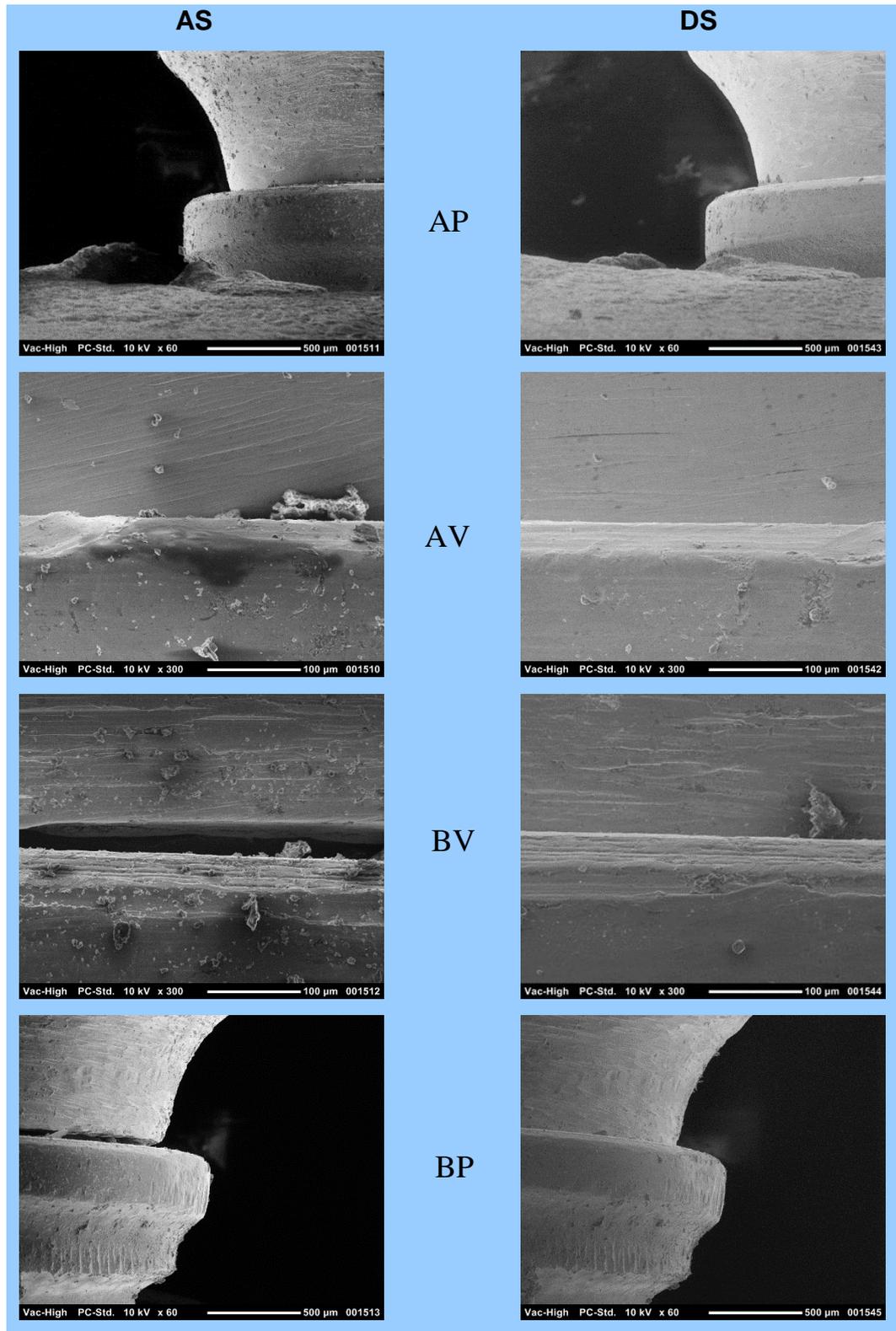


Figura 48 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 07, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

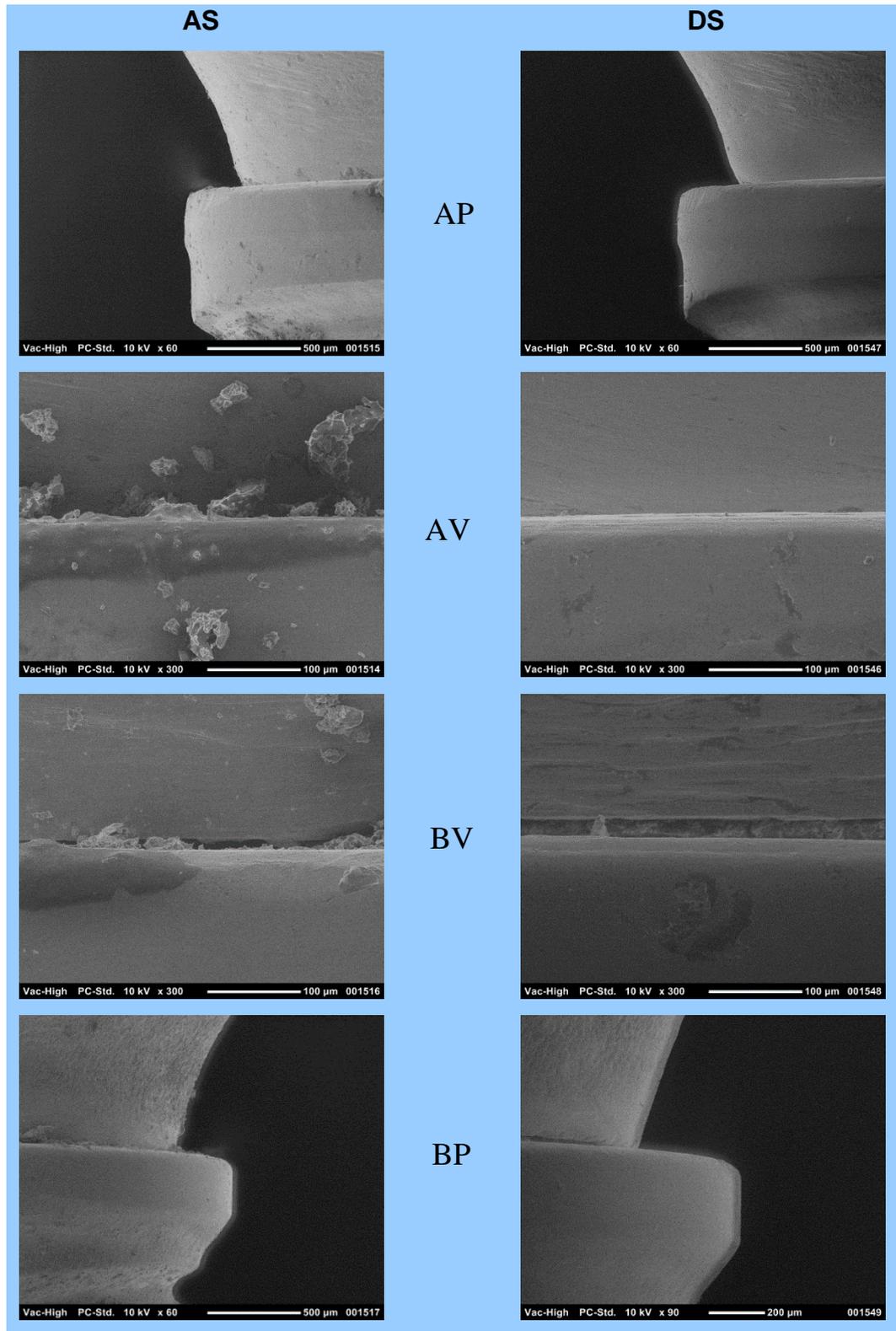


Figura 49 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 08, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

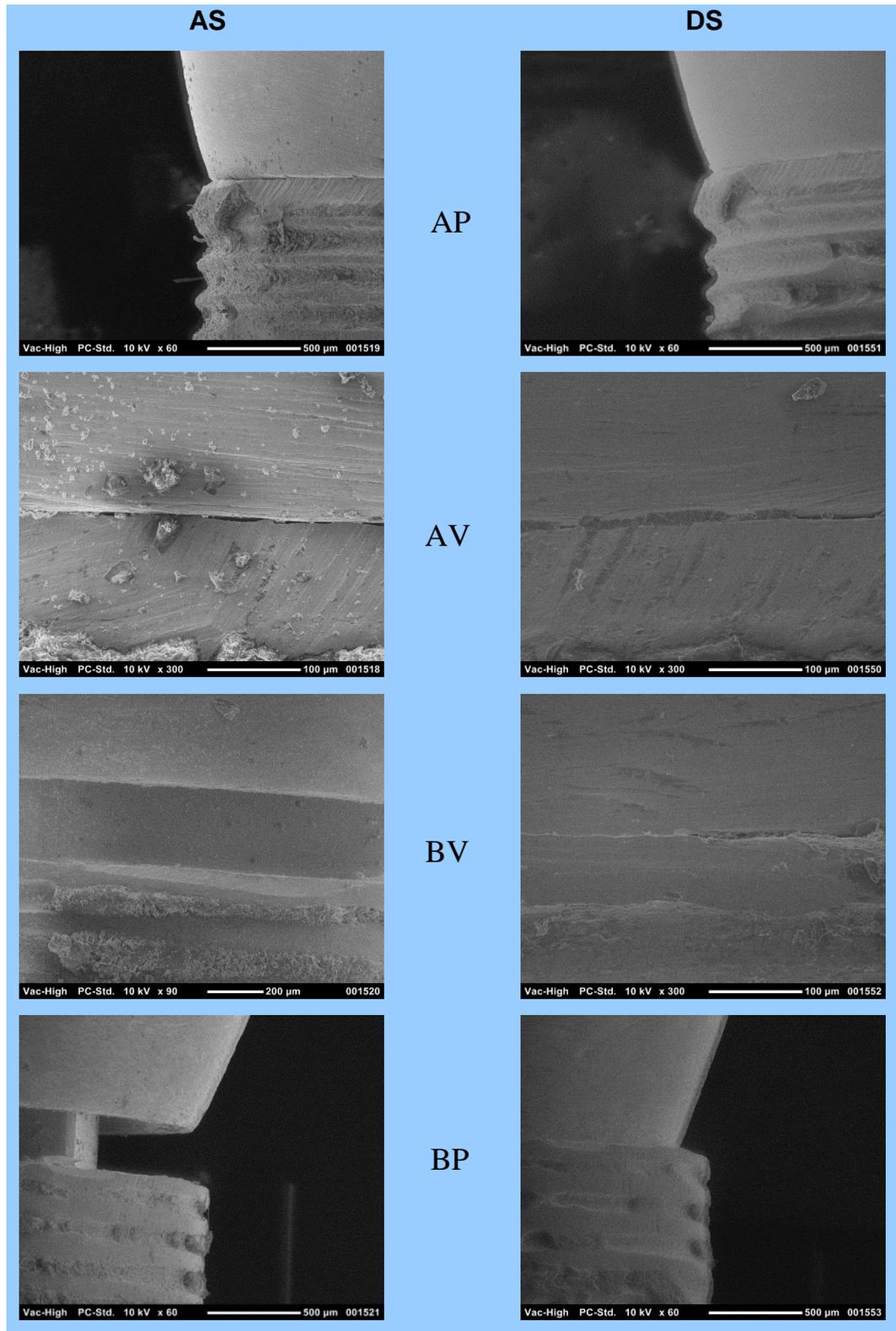


Figura 50 – Imagens de desadaptação vertical e horizontal dos implantes A e B, em suas faces vestibular (V) e proximal externa (P), do Grupo 09, Antes da solda (AS) e após a solda (DS), por microscopia eletrônica de varredura

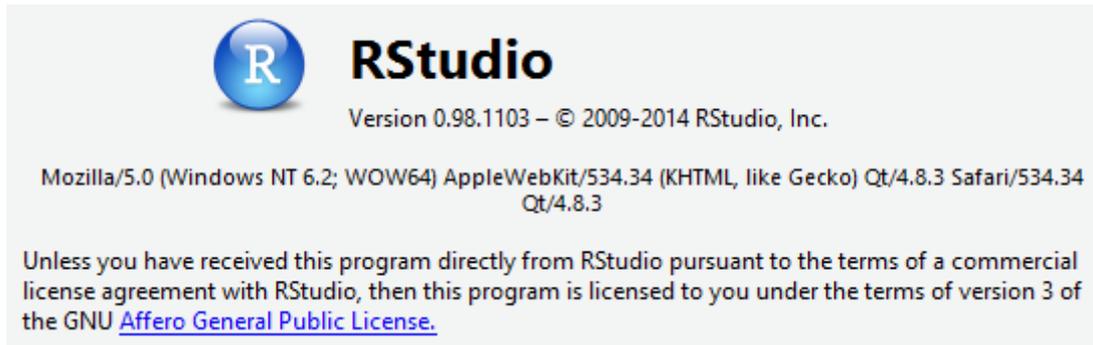


Figura 52 – Fabricantes do Software em que foram realizadas as análises estatísticas.